

**ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ**

**ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ**

**ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ**

**ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΣΤΟΝ ΠΑΙΔΙΚΟ ΠΛΗΘΥΣΜΟ ΚΑΤΑ ΤΙΣ  
ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΚΑΙ ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΙΚΕΣ ΕΞΕΤΑΣΕΙΣ ΜΕ  
ΧΡΗΣΗ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟΥ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ MONTE CARLO**

**ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ**

**ΔΗΜΗΤΡΙΑΔΗΣ ΑΝΑΣΤΑΣΙΟΣ**

**ΑΚΤΙΝΟΦΥΣΙΚΟΣ – ΦΥΣΙΚΟΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ**

**ΑΘΗΝΑ 2013**

ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ

ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ

ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ

ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΣΤΟΝ ΠΑΙΔΙΚΟ ΠΛΗΘΥΣΜΟ ΚΑΤΑ ΤΙΣ  
ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΚΑΙ ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΙΚΕΣ ΕΞΕΤΑΣΕΙΣ ΜΕ  
ΧΡΗΣΗ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟΥ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ MONTE CARLO

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΔΗΜΗΤΡΙΑΔΗΣ ΑΝΑΣΤΑΣΙΟΣ

ΑΚΤΙΝΟΦΥΣΙΚΟΣ – ΦΥΣΙΚΟΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ

ΑΘΗΝΑ 2013

Η ημερομηνία αιτήσεως του υποψηφίου:

Η ημερομηνία ορισμού τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής:

01.02.07 (12/1/07 ΓΕΝ.ΣΥΝ)

Τα μέλη της τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής :

Ε.ΓΙΑΚΟΥΜΑΚΗΣ, Αναπληρωτής Καθηγητής

Ε.ΓΕΩΡΓΙΟΥ, Καθηγητής

Π.ΚΑΡΑΙΣΚΟΣ, Αναπληρωτής Καθηγητής

Η ημερομηνία ορισμού του θέματος: 02.04.07

Η ημερομηνία καταθέσεως της διδακτορικής διατριβής:22.05.13

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

<b>A. ΒΙΟΓΡΑΦΙΚΟ ΣΗΜΕΙΩΜΑ</b>	<b>1</b>
<b>B. ΕΙΣΑΓΩΓΗ</b>	<b>6</b>
<b>Γ. ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ</b>	<b>10</b>
<b>Γ.1 ΠΑΘΗΣΕΙΣ ΠΟΥ ΕΜΠΛΕΚΟΥΝ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΞΕΤΑΣΕΙΣ ΒΑΡΙΟΥΧΩΝ ΓΕΥΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΚΥΣΤΕΟΟΥΡΗΘΡΟΓΡΑΦΙΩΝ</b>	<b>11</b>
Γ.1.1 Κυστεοουρητηρική παλινδρόμηση	11
Γ.1.2 Γαστροοισοφαγική παλινδρόμηση	14
Γ.1.3 Αγγειακός δακτύλιος	15
Γ.1.4 Λαρυγγοφαρυγγική παλινδρόμηση	16
Γ.1.5 Ανώμαλη περιστροφή του εντέρου	17
<b>Γ.2 ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΞΕΤΑΣΕΙΣ ΚΥΣΤΟΥΡΗΘΡΟΓΡΑΦΙΩΝ ΚΑΙ ΒΑΡΙΟΥΧΩΝ ΓΕΥΜΑΤΩΝ</b>	<b>18</b>
Γ.2.1 Βαριούχο γέυμα – κατάποση	18
Γ.2.1 Κυστεοουρηθρογραφία	21
<b>Γ.3 ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΡΑΔΙΟΒΙΟΛΟΓΙΑΣ</b>	<b>23</b>
Γ.3.1 Εισαγωγή	23
Γ.3.2 Φυσικό στάδιο	23
Γ.3.3 Χημικό στάδιο	23
Γ.3.4 Βιολογικό στάδιο	24
Γ.3.5 Ακτινική βλάβη στο DNA	24
Γ.3.6 Αποτελέσματα ιοντίζουσας ακτινοβολίας στην υγεία	27

Γ.3.7	Ραδιοευαισθησία παιδιών	29
Γ.3.8	Κίνδυνοι από την διαγνωστική ακτινολογία	30
Γ.3.9	Αρχές σχετιζόμενες με την ακτινογραφική τεχνική απεικόνισης παιδιών -ασθενών	34
Γ.3.10	Ιδιαίτερες επιδράσεις εξετάσεων κυστεοουρηθρογραφιών και με των εξετάσεων χρήση βαριούχων γευμάτων	36
<b>Γ.4</b>	<b>ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ ΣΤΗΝ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ</b>	<b>36</b>
Γ.4.1	Γενικά	36
Γ.4.2	Δοσιμετρικά μεγέθη	36
Γ.4.3	Μέθοδοι και όργανα μέτρησης της δόσης	41
Γ.4.4	Μέθοδοι δοσιμετρίας ασθενών	45
Γ.4.5	Σύγκριση μεθόδων δοσιμετρίας ασθενών	46
<b>Γ.5</b>	<b>ΠΡΟΣΟΜΕΙΩΣΗ MONTE CARLO</b>	<b>48</b>
Γ.5.1	Εισαγωγή στη μέθοδο MONTE CARLO	48
Γ.5.2	Βασικά Στοιχεία Θεωρίας Πιθανοτήτων	51
Γ.5.3	Γεννήτριες Τυχαίων Αριθμών	54
Γ.5.4	Βασικά Στοιχεία Τεχνικών Δειγματοληψίας	55
Γ.5.5	Εκτίμηση Ακρίβειας Υπολογισμών	57
Γ.5.6	Τεχνικές ελάττωσης διακύμανσης	60
<b>Γ.6</b>	<b>Ο ΚΩΔΙΚΑΣ MCNP5</b>	<b>61</b>
Γ.6.1	Γενική περιγραφή	61
Γ.6.2	Γεωμετρία προβλήματος	62
Γ.6.3	Υλικά και ενεργές διατομές	63
Γ.6.4	Πηγές ακτινοβολίας	63

<b>Γ.7 ΑΝΘΡΩΠΟΜΟΡΦΑ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ (PHANTOMS)</b>	<b>64</b>
<b>Δ. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ</b>	<b>67</b>
<b>Δ.1 ΣΚΟΠΟΣ</b>	<b>68</b>
<b>Δ.2 ΥΛΙΚΟ</b>	<b>69</b>
<b>Δ.2.1 Εξεταζόμενα παιδιά και νεογνά στο ακτινολογικό τμήμα του νοσοκομείου παιδών Αγία Σοφία</b>	<b>69</b>
<b>Δ.2.2 Ακτινολογικός εξοπλισμός</b>	<b>72</b>
<b>Δ.2.3 Δοσιμετρικός εξοπλισμός – Θάλαμος ιονισμού</b>	<b>72</b>
<b>Δ.2.4 Δοσιμετρικός εξοπλισμός – Μετρητής DAP</b>	<b>73</b>
<b>Δ.2.5 Φάσμα ακτινοβολίας</b>	<b>73</b>
<b>Δ.3 ΜΕΘΟΔΟΣ</b>	<b>75</b>
<b>Δ.3.1 Βαθμονόμηση δοσιμέτρου μέτρησης του γινομένου δόσης – εμβαδού (DAP)</b>	<b>75</b>
<b>Δ.3.2 Μεθοδολογία μετρήσεων του DAP κατά τις εξετάσεις</b>	<b>76</b>
<b>Δ.3.3 Μεθοδολογία Monte Carlo προσομοιώσεων των εξετάσεων</b>	<b>78</b>
<b>Δ.3.4 Μεθοδολογία υπολογισμών δοσιμετρικών μεγεθών με εφαρμογή του κώδικα Monte Carlo MCNP5 και του γινομένου δόσης - επιφανείας DAP</b>	<b>80</b>
<b>Δ.3.5 Μεθοδολογία υπολογισμών των συντελεστών μετατροπής των δόσεων οργάνων και ενεργών δόσεων των εξετάσεων ανά DAP</b>	<b>81</b>
<b>Δ.3.6 Μέθοδος εκτίμησης κινδύνων των παιδιών από τις ακτινολογικές εξετάσεις Κυστεοουρηθρογραφιών και Βαριούχων γευμάτων</b>	<b>83</b>

<b>Δ.4 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ</b>	<b>84</b>
<b>Δ.4.1 Βαριούχα γεύματα</b>	<b>84</b>
<b>Δ.4.2 Κυστεοουρηθρογραφίες</b>	<b>93</b>
<b>Δ.5 ΣΥΖΗΤΗΣΗ</b>	<b>102</b>
<b>Δ.6 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ</b>	<b>110</b>
<b>Ε.ΠΕΡΙΛΗΨΗ</b>	<b>113</b>
<b>SUMMARY</b>	<b>115</b>
<b>ΣΤ.ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ</b>	<b>117</b>





## **Α. ΒΙΟΓΡΑΦΙΚΟ ΣΗΜΕΙΩΜΑ**

### **ΑΝΑΣΤΑΣΙΟΣ ΔΗΜΗΤΡΙΑΔΗΣ**

Ημερομηνία γεννήσεως: 20/6/1976

Διεύθυνση κατοικίας: Όθωνος 46 Δάφνη, Αθήνα. Τ.Κ.17234

Τηλέφωνο επικοινωνίας: 6946374952

E-MAIL: [anestisdim@yahoo.com](mailto:anestisdim@yahoo.com)

Οικογενειακή κατάσταση: Άγαμος

Στρατιωτικές Υποχρεώσεις: Εκπληρωμένες

#### **Επαγγελματική Εμπειρία**

4/2008- Εργασία στο τμήμα Ακτινοθεραπείας της κλινικής Αθήναιον Euromedica.

1/2007- Εκπόνηση Μελετών Ακτινοπροστασίας, Ελέγχων Ακτινοπροστασίας και Ασφαλούς Λειτουργίας σε Ιδιωτικά Ακτινολογικά Εργαστήρια και Εργαστήρια Πυρηνικής Ιατρικής.

#### **Επαγγελματικές Άδειες**

2007: Άδεια άσκησης επαγγέλματος Φυσικού Νοσοκομείων - Ακτινοφυσικού Ιατρικής.

2006: Άδεια άσκησης επαγγέλματος Φυσικού Νοσοκομείου εκτός της περιοχής των ιοντιζουσών ακτινοβολιών.

## **Εκπαίδευση - Πρακτική Άσκηση**

- 2007- Έναρξη διδακτορικής διατριβής στην Ιατρική Σχολή του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών με θέμα : Δοσιμετρία στον παιδικό πληθυσμό κατά τις Ακτινογραφικές και Ακτινοσκοπικές εξετάσεις με χρήση λογισμικού προσομοίωσης Monte Carlo.
- 2003- 2004: Πραγματοποίηση ετήσιας πρακτικής εξάσκησης Ιατρικής Φυσικής στο Πανεπιστημιακό Νοσοκομείο Λάρισας και στο Αντικαρκινικό Νοσοκομείο Θεσσαλονίκης Θεαγένειο.
- 2002- 2003 : Εκπόνηση διπλωματικής εργασίας στα πλαίσια του μεταπτυχιακού προγράμματος σπουδών Ιατρικής Φυσικής με θέμα : ‘Dose verification of linear accelerators SL 75/5 and SL 18 using Monte Carlo method’ στο Πανεπιστημιακό Νοσοκομείο Λάρισας .
- 2001-2002: Φοίτηση στο μεταπτυχιακό πρόγραμμα σπουδών Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής σχολής της Πάτρας, με επίδοση λίαν καλώς.
- 1996-2001: Φοίτηση στο τμήμα Φυσικής, σχολής θετικών επιστημών του Αριστοτελείου Πανεπιστημίου Θεσσαλονίκης, με επίδοση λίαν καλώς.
- 1991-1994: Φοίτηση στο 2<sup>ο</sup> Λύκειο Δάφνης, Αθήνας.

## **Εργασίες – Παρουσιάσεις Εργασιών**

- 5/2012: Συμμετοχή στην παρουσίαση με μορφή ανάρτησης της εργασίας: «Internal mammary lymph order irradiation: is a necessity of irradiation? When -How-What-Why! An interventional study.» στο 12<sup>ο</sup> Πανελλήνιο Συνέδριο Ακτινοθεραπευτικής Ογκολογίας που πραγματοποιήθηκε στην Κυλλήνη Ελλάδα.
- 4/2012: Παρουσίαση με μορφή ανάρτησης της εργασίας: «Verification of radiation doses calculations during paediatric barium meal and cystourethrography examinations using PCXMC 2.0 and MCNP5 Monte Carlo codes» στο DDM2 project Workshop on European Population Doses from Medical Exposure.National Hellenic Research Foundation, Athens, Greece.

- 4/2012: Συμμετοχή στην παρουσίαση με μορφή ανάρτησης της εργασίας: «Evaluation of radiation exposure of patients undergoing percutaneous transhepatic biliary drainage with stent to the duodenum using two Monte Carlo methods» στο DDM2 project Workshop on European Population Doses from Medical Exposure. National Hellenic Research Foundation, Athens, Greece.
- 10/2010: Συμμετοχή στην παρουσίαση της εργασίας: «Radiation dose and risk to children undergoing cardiac catheterization for the treatment of a congenital heart disease using Monte Carlo simulations» E. Yakoumakis, H. Kostopoulou, T. Makri, A. **Dimitriadis**, E. Georgiou, I. Tsalafoutas. European Medical Physics and Engineering Conference, Sofia, Bulgaria.
- 9/2010: Παρουσίαση με μορφή ανάρτησης της εργασίας: «Monte Carlo estimation of radiation doses during paediatric barium meal and cystourethrography examinations.» στο International Conference on Radiation Protection in Medicine. 1-3.9.2010 Varna Bulgaria.
- 9/2010: Συμμετοχή στην παρουσίαση με μορφή ανάρτησης της εργασίας: «Gafchromic XR-RV2 Radiochromic Films Dosimetry in Interventional Radiology» στο International Conference on Radiation Protection in Medicine. 1-3.9.2010 Varna Bulgaria.
- 9/2010: Συμμετοχή στην παρουσίαση με μορφή ανάρτησης της εργασίας: «Comparison of Organ Doses Estimations in Radiology with PCXMC Application Based on MIRD Phantoms and CALDOSE-X Application Based on Voxel Phantoms» στο International Conference on Radiation Protection in Medicine. 1-3.9.2010 Varna Bulgaria.
- 9/2010: Συμμετοχή στην παρουσίαση με μορφή ανάρτησης της εργασίας: «Monte Carlo Estimation of Dose Difference in Lung from Ir-192 Brachytherapy Due to Tissue Inhomogeneity» στο International Conference on Radiation Protection in Medicine. 1-3.9.2010 Varna Bulgaria.
- 6/2004: Παρουσίαση της εργασίας « Monte Carlo Simulation of a 6 MV Linear Accelerator and a 15/6 MV and 4,6,8,10,12,15,18 MEV Linear Accelerator» στο 4<sup>th</sup> European Symposium On Biomedical Engineering, Πανεπιστήμιο Πατρών.
- 3/2004: Κατά τη διάρκεια της πρακτικής εξάσκησης στην Πυρηνική Ιατρική μέρους της ετησίας πρακτικής εξάσκησης στην Ιατρική Φυσική, πραγματοποιήθηκε στο

Αντικαρκινικό Νοσοκομείο Θεσσαλονίκης Θεαγένειο εργασία με τίτλο «Ποσοτική εκτίμηση της επιφανειακής μόλυνσης κλινοσκεπασμάτων ασθενών που νοσηλεύτηκαν σε θαλάμους θεραπείας μετά τη χορήγηση 131 I » η οποία Παρουσιάστηκε στο 9<sup>ο</sup> Πανελλήνιο Συνέδριο Πυρηνικής Ιατρικής, Ιατρικό Διαβαλκανικό Κέντρο Θεσσαλονίκης.

- 1/2004: Διπλωματική εργασία στα πλαίσια του μεταπτυχιακού προγράμματος σπουδών Ιατρικής Φυσικής με θέμα : «Dose verification of linear accelerators SL 75/5 and SL 18 using Monte Carlo method» στο Πανεπιστημιακό Νοσοκομείο Λάρισας.
- 1/2003: Στα πλαίσια του μαθήματος fluid mechanics πραγματοποιήθηκε βιβλιογραφική εργασία με θέμα « artificial heart»
- 3/2001: Διπλωματική εργασία με τίτλο: «Μετρήσεις Ακτινοπροστασίας κατά τις θεραπείες για καρκίνο του θυρεοειδούς με I-131». Η εργασία εκπονήθηκε στο αντικαρκινικό νοσοκομείο Θεσσαλονίκης Θεαγένειο.
- 11/1996: Στα πλαίσια του μαθήματος Ανάλυση I πραγματοποιήθηκε βιβλιογραφική εργασία με θέμα: «Αριθμητικές σειρές».

### **Δημοσιευμένες Εργασίες**

**DIMITRIADIS A**, GIALOUSIS G, MAKRI T, KARLATIRA M, KARAIKOS P, GEORGIU E, PAPAODYSEAS S and YAKOUMAKIS E. Monte Carlo estimation of radiation doses during paediatric barium meal and cystourethrography examinations. Phys Med Biol 2011; 56:367-82.

YAKOUMAKIS E, **DIMITRIADIS A**, MAKRI T, KARLATIRA M, KARAVASILIS E , AND GIALOUSIS G. Verification of radiation doses calculations during paediatric cystourethrography examinations using MCNP5 and PCXMC 2.0 Monte Carlo codes. Radiat Prot Dosimetry.2013; doi: 10.1093/rpd/nct150

YAKOUMAKIS E, KOSTOPOULOU H, MAKRI T, **DIMITRIADIS A**, GEORGIU E, TSALAFOUTAS I. Estimation of radiation dose and risk to children undergoing cardiac catheterization for the treatment of a congenital heart disease using Monte Carlo simulations. Published online on October 24, 2012: Pediatric Radiology DOI 10.1007/s00247-012-2510-3

GIALOUSIS G, **DIMITRIADIS A**, YAKOUMAKIS E. Monte Carlo estimation of dose difference in lung from <sup>192</sup>Ir brachytherapy due to tissue inhomogeneity. Radiat Prot Dosimetry 2011 Sep; 147(1-2):287-90.

NEOCLEOUS A, YAKOUMAKIS E, GIALOUSIS G, **DIMITRIADIS A**, YAKOUMAKIS N, GEORGIU E. Dosimetry using Gafchromic XR-RV2 radiochromic films in interventional radiology. Radiat Prot Dosimetry 2011 Sep; 147(1-2):78-82.

YAKOUMAKIS E, KARLATIRA M, GIALOUSIS G, **DIMITRIADIS A**, MAKRI T and GEORGIU E. Effective dose variation in pediatric computed tomography: dose reference levels in Greece. Health Phys Dec 2009;97(6):595– 603.

GIALOUSIS GI, YAKOUMAKIS EN, **DIMITRIADIS A**, PAPOULI ZK, YAKOUMAKIS NE, TSALAFOUTAS IA, PAPAPOPOULOU DI, GEORGIU EK. Monte Carlo estimation of radiation doses in red bone marrow and breast in common pediatric x-ray examinations. Health Phys 2008; 95(3):331-6.

### **Ξένες Γλώσσες**

Αγγλική γλώσσα: Πτυχίο First Certificate in English (6/1998)

### **Άλλες γνώσεις**

Γνώση και χρήση H/Y σε περιβάλλον Windows (Office, Κώδικες Monte Carlo: MCNP, PCXMC κ.α), Linux (κώδικες Monte Carlo: omega beam (egsnrc), mcbeam κ.α) καθώς και πλήθους λογισμικών δοσιμετρίας.

## **B. ΕΙΣΑΓΩΓΗ**

Οι εξετάσεις Κυστεοουρηθρογραφιών συμβάλουν σημαντικά στη διάγνωση της κυστεοουρητηρικής παλινδρόμησης αλλά και στη διάγνωση άλλων σοβαρών συγγενών ανωμαλιών του ουροποιητικού συστήματος, όπως για παράδειγμα οι βαλβίδες οπίσθιας ουρήθρας στα αγόρια. Οι εξετάσεις που περιλαμβάνουν την κατάποση Βαριούχων γευμάτων δίνουν πολύτιμες διαγνωστικές πληροφορίες σε περιπτώσεις μελέτης της γαστροοισοφαγικής παλινδρόμησης, στη διάγνωση του αγγειακού δακτυλίου, στις μελέτες της Λαρυγγοφαρυγγικής παλινδρόμησης, της εντόπισης της ανώμαλης περιστροφής του εντέρου και άλλες.

Παρόλαυτά, οι δόσεις ακτινοβολίας των εξεταζομένων που υποβάλλονται στις συγκεκριμένες εξετάσεις είναι σχετικά υψηλότερες συγκρινόμενες με άλλες ακτινολογικές εξετάσεις, κυρίως λόγω των τεχνικών πραγματοποίησης τους που περιλαμβάνουν αυξημένους χρόνους ακτινοβολίας.

Τα παιδιά αποτελούν μια ιδιαίτερη ομάδα εξεταζομένων στη διαγνωστική ακτινολογία, παρουσιάζοντας μεγαλύτερες πιθανότητες για εμφάνιση καθυστερημένων επιπτώσεων λόγω της ακτινοβολίας, θεωρώντας ότι έχουν 5-7 φορές μεγαλύτερη ευαισθησία στην ακτινοβολία σε σύγκριση με τους ενήλικες και φυσικά μεγαλύτερο προσδόκιμο ζωής.

Σε κάθε περίπτωση, η Ευρωπαϊκή Ένωση με σχετικούς κανονισμούς και οδηγίες που έχουν ενσωματωθεί στην Ελληνική νομοθεσία επιβάλλει τη μέτρηση (ή εκτίμηση) των δόσεων από τις διάφορες ακτινοδιαγνωστικές πρακτικές με σκοπό είτε την καθιέρωση, είτε την ανάπτυξη διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς, τη βελτιστοποίηση της πρακτικής των εξετάσεων αλλά και του χρησιμοποιούμενου εξοπλισμού.

Το μέγεθος της έκθεσης σε ακτινοβολία των εξεταζομένων εξαρτάται εν πολλοίς στο εφαρμοζόμενο πρωτόκολλο εξέτασης αλλά και στα τεχνικά και ακτινολογικά στοιχεία που χρησιμοποιούνται κατά την εκάστοτε εξέταση. Ειδικότερα στις παιδιατρικές εξετάσεις των Βαριούχων γευμάτων και των Κυστεοουρηθρογραφιών, τα δοσιμετρικά δεδομένα που προκύπτουν από διεθνές μελέτες χαρακτηρίζονται από υποκειμενικότητα, λόγω των τεχνικών κυρίως διαφορών κατά την πραγματοποίηση των εξετάσεων αλλά και των διαφορετικών προσεγγίσεων όσων αφορά τις διαδικασίες εξαγωγής των δοσιμετρικών

αποτελεσμάτων . Στη χώρα μας, είναι σε εξέλιξη η προσπάθεια συλλογής στοιχείων και δοσιμετρικών δεδομένων που αφορούν τις εν λόγω εξετάσεις με στόχο την ανάπτυξη διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς.

Οι παραπάνω λόγοι, καθιστούν σημαντικό τον σκοπό της παρούσας μελέτης για υπολογισμό της δόσης ακτινοβολίας των ασθενών που υποβάλλονται σε εξετάσεις Βαριούχων γευμάτων και Κυστεοουρηθρογραφιών και την εκτίμηση του πιθανού κινδύνου που σχετίζεται με αυτές.

Η παρούσα διατριβή χωρίζεται σε γενικό και ειδικό μέρος. Στο γενικό μέρος δίνονται αρχικά κάποια γενικά στοιχεία για τις ακτινολογικές εξετάσεις των Βαριούχων γευμάτων και Κυστεοουρηθρογραφιών. Στη συνέχεια αναλύονται οι επιδράσεις της ακτινοβολίας στον άνθρωπο και ειδικότερα στα παιδιά. Τέλος περιγράφονται αναλυτικά οι μέθοδοι δοσιμετρίας των ασθενών που υποβάλλονται σε ακτινολογικές εξετάσεις, η αρχή λειτουργίας των δοσιμέτρων που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη και της μεθόδου Monte Carlo που χρησιμοποιήθηκε για τους υπολογισμούς των δόσεων οργάνων των εξεταζομένων.

Στο ειδικό μέρος περιγράφονται αρχικά τα όργανα και η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε για τη λήψη των μετρήσεων και τους υπολογισμούς των αποτελεσμάτων. Στη συνέχεια παρατίθενται τα αποτελέσματα και η επεξεργασία των μετρήσεων. Έτσι, παρουσιάζονται οι τιμές των δόσεων οργάνων και των ενεργών δόσεων, των αντίστοιχων κανονικοποιημένων ως προς DAP συντελεστών μετατροπής τους, και οι εκτιμήσεις των πιθανών ακτινικών κινδύνων που σχετίζονταν με τις ακτινολογικές εξετάσεις που μελετήθηκαν.

Με την ολοκλήρωση της παρούσας διατριβής θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμότατα και ιδιαιτέρως τον επιβλέποντα Αναπληρωτή Καθηγητή της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Αθηνών κ. Εμμανουήλ Γιακουμάκη, για την ανάθεση του θέματος, την καθοδήγηση και το συνεχές ενδιαφέρον του. Η διαρκής υποστήριξη, βοήθεια και ενθάρρυνση που μου παρείχε και σε ανθρώπινο επίπεδο υπήρξαν καθοριστικοί παράγοντες για την ολοκλήρωση της παρούσας διατριβής.

Θερμά ευχαριστώ επίσης τα μέλη της τριμελούς επιτροπής κ. Ευάγγελο Γεωργίου, Καθηγητή της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Αθηνών για την



πολύτιμη βοήθεια και τις χρήσιμες υποδείξεις του και τον κ. Παντελεήμωνα Καραΐσκο, Αναπληρωτή Καθηγητή της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Αθηνών για την καθοδήγηση και τις πάντα εύστοχες παρατηρήσεις του.

Θερμά ευχαριστώ τον Ακτινοφυσικό Δρ. Γεώργιο Γιαλούση, για την συνεχή βοήθεια, τις πολύτιμες συμβουλές και την ιδιαιτέρως επικοινωνιακή συνεργασία, όλο αυτό το χρονικό διάστημα.

Ευχαριστώ θερμά επίσης, την Ακτινοφυσικό του Παιδιατρικού Νοσοκομείου Παίδων Αγία Σοφία, Δρ. Τριανταφυλλιά Μακρή για την πολύτιμη καθοδήγηση, και σημαντικότερη βοήθεια που μου προσέφερε κατά την συλλογή των μετρήσεων στο Νοσοκομείο.

Ευχαριστώ πολύ, όλο το προσωπικό του ακτινολογικού τμήματος του Παιδιατρικού Νοσοκομείου Παίδων Αγία Σοφία και ιδιαιτέρως τον Αναπληρωτή Διευθυντή του τμήματος κ. Σπυρίδων Παπαοδυσσέα, για όλη τη βοήθεια, τις διευκολύνσεις και της πληροφορίες που παρείχαν κατά την συλλογή των μετρήσεων στο Νοσοκομείο.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμότατα τους συναδέλφους Ακτινοφυσικούς του εργαστηρίου Μαρία Καρλατήρα, Δέσποινα Παπαδοπούλου, Ευστράτιο Καραβασίλη, Έλσα Τζαμίχα, Αρετή Νεοκλέους, Ελένη Κωστοπούλου, Νικόλαο Γιακουμάκη για την μεγάλη συμπαράσταση, βοήθεια, συναδελφικότητα και επίδειξη ομαδικού πνεύματος.

## **Γ. ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

## **Γ.1 ΠΑΘΗΣΕΙΣ ΠΟΥ ΕΜΠΛΕΚΟΥΝ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΞΕΤΑΣΕΙΣ ΒΑΡΙΟΥΧΩΝ ΓΕΥΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΚΥΣΤΕΟΟΥΡΗΘΡΟΓΡΑΦΙΩΝ**

### **Γ.1.1 Κυστεοουρητηρική παλινδρόμηση**

Με τον όρο Κυστεοουρητηρική παλινδρόμηση (ΚΟΠ) ή κυστεοουρηθρογραφία περιγράφεται η παθολογική κατάσταση που χαρακτηρίζεται από παλινδρόμηση (προς τα πίσω ροή) των ούρων από την ουροδόχο κύστη προς τα νεφρά. Είναι το συνηθέστερο ουρολογικό εύρημα στα παιδιά (περίπου 1% των νεογνών), και αποτελεί την υποκείμενη αιτία στο 30 έως 45% των παιδιών με λοίμωξη του ουροποιητικού. Η συχνότητα της ΚΟΠ είναι 10πλάσια στα κορίτσια σε σχέση με τα αγόρια.

Η παλινδρόμηση των ούρων δυνητικά επιτρέπει την μεταφορά βακτηρίων από την κύστη προς τα νεφρά, αυξάνοντας τον κίνδυνο για εμφάνιση επανειλημμένων επεισοδίων λοιμώξεων του ανώτερου ουροποιητικού (οξεία πυελονεφρίτιδα), δημιουργία ουλών στο νεφρικό παρέγχυμα και την πιθανότητα για εμφάνιση στην ενήλικη ζωή υπέρτασης, λευκωματουρίας και χρόνιας νεφρικής νόσου.

Στην πλειονότητα των περιπτώσεων η ΚΟΠ είναι πρωτοπαθής. Φυσιολογικά, η ανατομική διαμόρφωση της συμβολής (εισόδου) του ουρητήρα στην ουροδόχο κύστη (ουρητηρο-κυστική συμβολή) λειτουργεί ως μηχανισμός βαλβίδας που αποτρέπει την ανάστροφη, προς τα πίσω ροή των ούρων. Στην πρωτοπαθή ΚΟΠ υπάρχει συγγενής (δηλαδή εμφανής κατά την γέννηση) ανατομική ανεπάρκεια αυτού του βαλβιδικού μηχανισμού, λόγω βράχυνσης του τμήματος του ουρητήρα που βρίσκεται στο τοίχωμα της ουροδόχου κύστης. Εξαιτίας αυτού του ανατομικού ελαττώματος ο ουρητήρας δεν 'κλείνει' (συμπίπτει) αποτελεσματικά κατά την ούρηση και τα ούρα παλινδρομούν προς τον ουρητήρα και το νεφρό, ιδίως όταν οι πιέσεις στην ουροδόχο κύστη αυξάνονται για την εξώθηση των ούρων. Η κατάσταση αυτή μπορεί να βελτιωθεί στη διάρκεια του πρώτων ενός έως δύο ετών μετά την γέννηση, με την ανάπτυξη και βιολογική ωρίμανση της κύστης, ελατώνοντας την παλινδρόμηση, σε άλλοτε άλλο βαθμό.

Άλλες συγγενείς διαταραχές, συμπεριλαμβανομένων του έκτοπου ουρητήρα, της παρουσίας διπλού ουρητήρα και της ουρητηροκήλης έχουν συσχετισθεί με ΚΟΠ.

Στην δευτεροπαθή κυστεοουρητηρική παλινδρόμηση, ο βαλβιδικός μηχανισμός είναι φυσιολογικός· ωστόσο για λόγους ανατομικούς (για παράδειγμα, βαλβίδες οπίσθιας ουρήθρας) ή λειτουργικούς (για παράδειγμα, μηνιγγομυελοκήλη και άλλα αίτια νευρογενούς κύστης), η πίεση στην ουροδόχο κύστη αυξάνεται σε υπερβολικό βαθμό υπερνικώντας τον βαλβιδικό μηχανισμό, με αποτέλεσμα την εμφάνιση ΚΟΠ.

Κλινικά η πρώτη εκδήλωση της κυστεοουρητηρικής παλινδρόμησης είναι η λοίμωξη του ουροποιητικού (ουρολοίμωξη), η οποία είναι η συχνότερη σοβαρή βακτηριακή λοίμωξη στη βρεφική και πρώτη παιδική ηλικία. Μέχρι την ηλικία των 7 ετών, ποσοστό άνω του 8% των κοριτσιών και 2% των αγοριών παρουσιάζουν ένα τουλάχιστον επεισόδιο εμπύρετης λοίμωξης του ουροποιητικού. Ενώ στην βρεφική ηλικία τα αγόρια έχουν τριπλάσια πιθανότητα να παρουσιάσουν λοίμωξη του ουροποιητικού σε σχέση με τα κορίτσια, μετά την ηλικία του ενός έτους η σχέση αυτή αντιστρέφεται υπέρ των κοριτσιών. Όλα τα παιδιά με ουρολοίμωξη δεν πάσχουν από κυστεοουρητηρική παλινδρόμηση. Ωστόσο η πιθανότητα ΚΟΠ, όπως και άλλων ανατομικών ανωμαλιών στην διαμόρφωση του ουροποιητικού συστήματος, είναι αυξημένη στα παιδιά που παρουσιάζουν εμπύρετο λοίμωξη του ουροποιητικού. Σε σχέση με το φύλο, ειδικά για την πρωτοπαθή ΚΟΠ, η πιθανότητα είναι διπλάσια στα κορίτσια σε σχέση με τα αγόρια.

Η διάγνωση της ΚΟΠ και η εκτίμηση του βαθμού παλινδρόμησης, γίνεται με ανιούσα κυστεοουρηθρογραφία (ή αλλιώς διουρητική κυστεογραφία). Ο έλεγχος προτείνεται:

- σε αγόρια μετά το πρώτο επεισόδιο ουρολοίμωξης
- σε κάθε παιδί ηλικίας μικρότερης των 5 ετών, μετά από επεισόδιο εμπύρετης ουρολοίμωξης
- σε κάθε παιδί με υποτροπιάζουσες ουρολοιμώξεις
- σε κάθε παιδί με παρουσία υδρονέφρωσης σε προγεννητικό υπερηχογραφικό έλεγχο (σχετική ένδειξη)

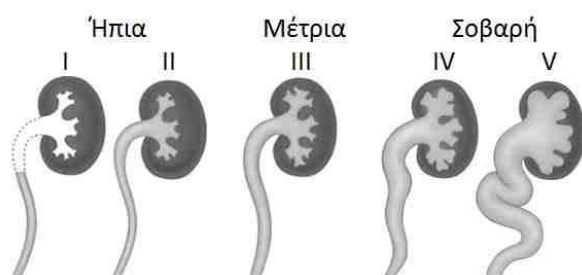
Εκτός από την ανιούσα κυστεοουρηθρογραφία, άλλες απεικονιστικές εξετάσεις μπορεί να αποδειχθούν χρήσιμες για τον διαγνωστικό έλεγχο παιδιών μετά από ουρολοίμωξη. Αυτές περιλαμβάνουν το υπερηχογράφημα νεφρών,

την ραδιοϊσοτοπική κυστεογραφία, το στατικό σπινθηρογράφημα νεφρών (DMSA) και την ενδοφλέβιο πυελογραφία (ουρογραφία).

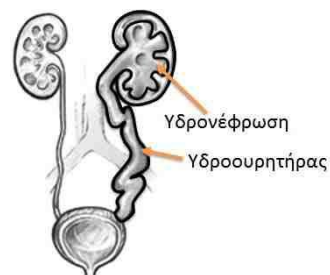
Στα μεγαλύτερα παιδιά, εφήβους και νεαρούς ενήλικες με εμπύρετο ή υποτροπιάζοντα επεισόδια ουρολοιμώξεων, η αρχική διερεύνηση μπορεί να γίνει με υπερηχογράφημα νεφρών και αναλόγως των ευρημάτων να γίνει στη συνέχεια σπινθηρογράφημα νεφρών ή και ανιούσα κυστεοουρηθρογραφία.

Σύμφωνα με το ισχύον σύστημα απεικονιστικής ταξινόμησης, που βασίζεται στα ευρήματα της ανιούσας κυστεοουρηθρογραφίας, αναγνωρίζονται 5 βαθμοί ΚΟΠ (σχήμα 1, ΚΟΠ βαθμού I έως IV):

- Στην ΚΟΠ βαθμού I τα ούρα παλινδρομούν στον ουρητήρα, χωρίς να προκαλούν διάταση.
- Στην ΚΟΠ βαθμού II τα ούρα παλινδρομούν στον ουρητήρα και το πυελοκαλυκικό σύστημα, χωρίς επίσης να υπάρχει διάταση.
- Στην ΚΟΠ βαθμού III υπάρχει επιπλέον ήπια διάταση του ουρητήρα και διεύρυνση των καλύκων.
- Στην ΚΟΠ βαθμού IV η διάταση του ουρητήρα και της διεύρυνσης των καλύκων είναι πλέον σαφής και ενδεχομένως συνυπάρχει κάποιου βαθμού ελίκωση του ουρητήρα.
- Τέλος, στην ΚΟΠ βαθμού V υπάρχει εκσεσημασμένη διάταση με μεγάλο βαθμού ελίκωση του ουρητήρα (σχήμα 2, υδροουρητήρας), και εκσεσημασμένη διάταση και διεύρυνση του πυελοκαλυκικού συστήματος με οίδημα του νεφρού (σχήμα 2, υδρονέφρωση).



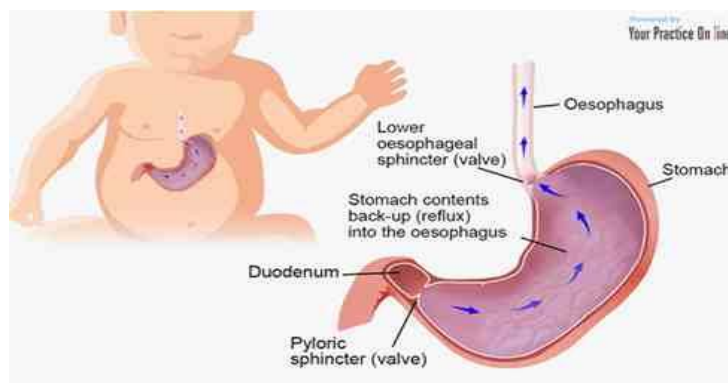
Σχήμα 1



Σχήμα 2

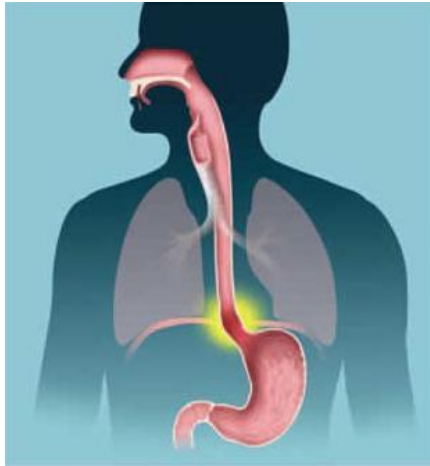
### Γ.1.2 Γαστροοισοφαγική παλινδρόμηση

Ως Γαστροοισοφαγική παλινδρόμηση (ΓΟΠ) ορίζεται η παλινδρόμηση γαστρικού ή και εντερικού περιεχομένου στον οισοφάγο με ή χωρίς παρουσία αναγωγών ή εμέτων. Η ΓΟΠ συνήθως αποτελεί φυσιολογικό φαινόμενο κατά την βρεφική ηλικία.



Σχήμα 3

Η Γαστροοισοφαγική παλινδρομική νόσος (ΓΟΠΝ) αναφέρεται σε συμπτώματα ή επιπλοκές της ΓΟΠ, και αφορά στο σύνολο των συμπτωμάτων και των βλεννογονικών βλαβών, που οφείλονται στην παρατεταμένη έκθεση ή/και παθολογική αντίδραση του οισοφάγου στο όξινο περιεχόμενο και οφείλεται σε χάλαση (χαλάρωση) του κατώτερου οισοφαγικού σφιγκτήρα, της βαλβίδας δηλαδή που φυσιολογικά παρεμποδίζει την αναγωγή των υγρών του στομάχου στον οισοφάγο (Σχήμα 4). Η είσοδος του αναχθέντος υγρού στη στοματική κοιλότητα ή τους πνεύμονες είναι υπεύθυνη για την εμφάνιση αντίστοιχων στοματοφαρυγγικών και πνευμονικών εκδηλώσεων.



Σχήμα 4

Στα βρέφη και παιδιά ένα ποσοστό 7-8% παρουσιάζει καθημερινά επεισόδια ΓΟΠ μικρής χρονικής διάρκειας (συνήθως < 3 λεπτών) κυρίως μετά τα γεύματα αλλά και κατά τον ύπνο ή σε εγρήγορση. Τα επεισόδια συνοδεύονται από ελάχιστα ή και καθόλου συμπτώματα, παλινδρόμηση γαστρικού περιεχομένου μικρού βαθμού παρατηρείται σε φυσιολογικά νεογνά (ιδιαίτερα πρόωρα) και βρέφη ηλικίας κυρίως κάτω των 7 εβδομάδων αλλά χωρίς συμπτώματα, λόγω ανωριμότητας των μηχανισμών σύγκλεισης της γαστροοισοφαγικής συμβολής.

Οι κυριότερες μέθοδοι για την διάγνωση της ΓΟΠ είναι το οισοφαγογράφημα με τα τη χρήση βαρίου σκιαγραφικού, το υπερηχογράφημα, το σπινθηρογράφημα, η μανομετρία, η μέτρηση του pH του κατώτερου οισοφάγου και η πολυκάναλη αντιστασιομετρία.

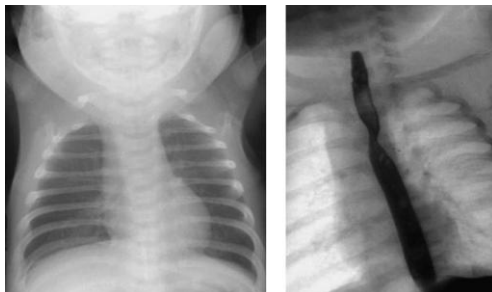
### Γ.1.3 Αγγειακός δακτύλιος

Αγγειακός δακτύλιος η είναι εκ γενετής αγγειακή ανωμαλία-δυσμορφία του αορτικού τόξου που οδηγεί σε συμπίεση της τραχείας ή/και του οισοφάγου.

Αυτές οι βλάβες συχνά εκδηλώνονται με στένωση των αεραγωγών λόγω της εξωγενούς τραχειακής συμπίεσης. Τα αναπνευστικά συμπτώματα συνήθως παρουσιάζονται νωρίτερα, ενώ εάν τα συμπτώματα παρουσιάζονται στον οισοφάγο γίνονται αντιληπτά αργότερα στην παιδική ηλικία, και συχνά συνδέονται με την έναρξη των στερεών τροφών.

Οι συγγενείς αγγειακές ανωμαλίες μπορούν γενικά να ταξινομηθούν στους όπως ανατομικά πλήρεις και μη δακτυλίους.

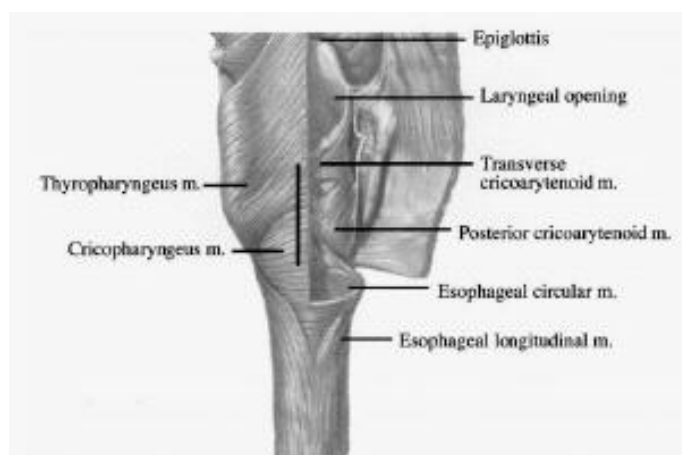
Το οισοφαγογράφημα και η εξέταση με κατάποση βαρίου (Εικόνα 1) χρησιμοποιείται συνήθως για τη διάγνωση του αγγειακού δακτυλίου. Έτσι καθίσταται εφικτή η διάγνωση μη φυσιολογικής στένωσης στο μέσο τμήμα του οισοφάγου που αποτελεί ένδειξη παρουσίας αγγειακού δακτυλίου



(Εικόνα 1)

#### Γ.1.4 Λαρυγγοφαρυγγική παλινδρόμηση

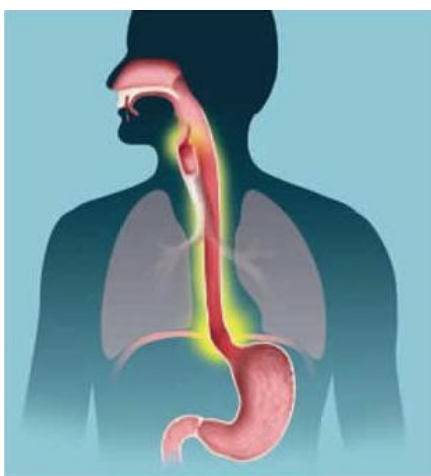
Λαρυγγοφαρυγγική παλινδρόμηση είναι μια διαταραχή που σχετίζεται με το λάρυγγα, τις φωνητικές χορδές, και τον άνω οισοφάγο. Όξινα γαστρικά υγρά προερχόμενα από το στομάχι μπορεί να φτάσει σε ορισμένες περιπτώσεις την ανώτερη περιοχή του οισοφάγου επηρεάζοντας τις γύρω δομές (φωνητικές χορδές). Αυτό γενικά δεν επιτρέπεται να συμβεί, εκτός εάν οι εξειδικευμένοι ιστοί των μυών του κάτω οισοφαγικού σφιγκτήρα (LES) και άνω οισοφαγικού σφιγκτήρα (UES) (Σχήμα 5) είναι εξασθενημένοι.



(Σχήμα 5)



Το LES βρίσκεται στη διασταύρωση του οισοφάγου και του στομάχου. Η δουλειά του LES είναι να ενεργεί ως μια μονόδρομη βαλβίδα, επιτρέποντας στην τροφή να εισέλθει στο στομάχι και να το αποτρέψει από το να επιστρέψει στον οισοφάγο. Οι UES εκτελεί την ίδια λειτουργία όπως το LES, αλλά στο άνω οισοφάγο (Σχήμα 6). Η επένδυση του οισοφάγου δεν προστατεύεται από το γαστρικό οξύ, σε αντίθεση με επένδυση του στομάχου. Η επαφή οξέος με τον οισοφάγο, λάρυγγα, και φωνητικές χορδές προκαλεί φλεγμονή και μπορεί να προκαλέσει ερεθισμό των δομών που οδηγεί στα συμπτώματα της παλινδρόμησης.



Σχήμα 6

Τυπικά συμπτώματα που οφείλονται στον ερεθισμό που προκαλούν τα όξινα γαστρικά υγρά περιλαμβάνουν αναπνευστικά προβλήματα όπως το άσθμα και χρόνιας βήχας. Άλλα συμπτώματα μπορεί να περιλαμβάνουν συχνή ανάγκη να καθαρισμού του λαιμού, βραχνάδα, αλλοίωση της γεύσης, πόνο στο λαιμό, αίσθημα πνιγμού ή δυσκολία στην κατάποση.

Στις διαγνωστικές μεθόδους της Λαρυγγοφαρυγγικής παλινδρόμησης περιλαμβάνεται η ακτινολογική εξέταση με κατάποση βαριούχου σκιαγραφικού, η λαρυγγοσκόπηση, η μέτρηση του pH στον κατώτερο οισοφάγο, γαστροσκόπηση κ.α.

### Γ.1.5 Ανώμαλη περιστροφή του εντέρου

Με τον όρο ανώμαλη περιστροφή του εντέρου (malrotation) αναφέρεται η ανώμαλη περιστροφή του εντέρου γύρω από την άνω μεσεντέρια αρτηρία κατά τη

διάρκεια της εμβρυικής ανάπτυξης. Η κλινική εικόνα της ανώμαλης εντερικής περιστροφής μπορεί να είναι συμπτωματική, είτε ασυμπτωματική. Η συμπτωματική μορφή σε ποσοστό 80% των περιπτώσεων εκδηλώνεται στη νεογνική ηλικία με υψηλή εντερική απόφραξη λόγω οξείας συστροφής του εντέρου. Στο υπόλοιπο 20% των περιπτώσεων, εκδηλώνεται είτε στους πρώτους μήνες της ζωής είτε στην παιδική ηλικία ή ακόμα και στους ενήλικες με επεισόδια εμετών, χρόνια διαλείποντα κολικοειδή άλγη, χρόνια δυσκοιλιότητα και μετεωρισμό. Οι επιπλοκές περιλαμβάνουν συστροφή του εντέρου οξεία, χρόνια ή διαλείπουσα.

Ακτινογραφίες στην κοιλιακή χώρα ακτινολογική εξέταση με χρήση βαρίου (εικόνα 2), βαριούχος υποκλυσμός και υπέρηχος στην κοιλιακή χώρα είναι μερικές από τις διαγνωστικές μεθόδους που ακολουθούνται για την εντόπιση της ανώμαλης περιστροφής του εντέρου.



(Εικόνα 2)

## **Γ.2 ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΞΕΤΑΣΕΙΣ ΚΥΣΤΟΥΡΗΘΡΟΓΡΑΦΙΩΝ ΚΑΙ ΒΑΡΙΟΥΧΩΝ ΓΕΥΜΑΤΩΝ**

### **Γ.2.1 Βαριούχο γεύμα - κατάποση**

Κατά την εξέταση αυτή ο ασθενής λαμβάνει μικρή ποσότητα ενός υγρού (βάριο), το οποίο έχει την ιδιότητα να εμφανίζεται χαρακτηριστικά στην

ακτινογραφία (ακτινοσκιερή ουσία). Στην περίπτωση της διπλής σκιαγραφικής αντίθεσης ακολουθεί χορήγηση διττανθρακικής σόδας και κιτρικού οξέος. Επί υποψίας διάτρησης ή διαφυγής από κάποια αναστόμωση, αντί για βάριο χρησιμοποιείται υδατοδιαλυτό σκιαγραφικό, όπως η γαστρογραφίνη. Στη συνέχεια λαμβάνονται ακτινογραφίες σε διάφορες θέσεις του ασθενούς (ύπτια, λοξή, όρθια κ.α.). Ο ασθενής θα πρέπει να έχει παραμείνει νηστικός για 8 ώρες πριν την εξέταση.



Εικόνα 3 .Παιδιατρικού Νοσοκομείου Αθηνών Αγία Σοφία

Η διαδικασία – πρωτόκολλο που ακολουθούνταν στο ακτινολογικό τμήμα του Παιδιατρικού Νοσοκομείου Αθηνών Αγία Σοφία (εικόνες 3,4) ήταν εξής: Στον εξεταζόμενο παιδί ή βρέφος δίδονταν για κατάποση διάλυμα (γάλακτος) χαμηλής σχετικά πυκνότητας βαρίου. Μία αλληλουχία ακτινοσκοπήσεων και λήψεων ακτινογραφικών φιλμ ξεκινούσε με την παρακολούθηση του οισοφάγου. Ενώ ο εξεταζόμενος βρισκόταν σε ύπτια θέση στην ακτινολογική τράπεζα μία πρώτη προσθιοπίσθια (AP) ακτινολογική λήψη λαμβάνονταν, που περιελάμβανε ένα χρονικό διάστημα ακτινοσκόπησης και μία αντίστοιχη ακτινογραφική λήψη σε φιλμ.

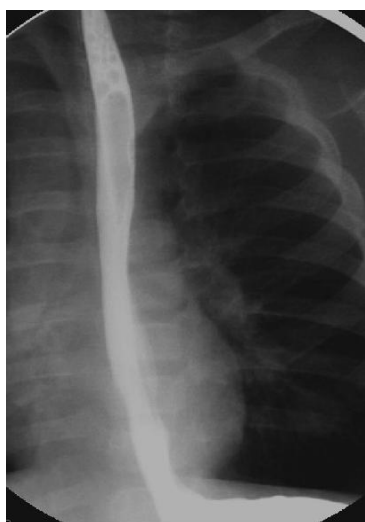
Ανατομικά, αυτή εκτείνονταν από την περιοχή του φάρυγγα μέχρι την γαστροοισοφαγική συμβολή (εικόνα 5). Σε δεύτερο χρόνο απεικονιζόταν η διάβαση του σκιαγραφικού μέσου δια μέσου της γαστροοισοφαγικής βαλβίδας. Επρόκειτο για προσθιοπίσθια λήψη και αυτή τη φορά, η οποία ήταν εστιασμένη στον οισοφαγικό σφιγκτήρα (εικόνα 6).



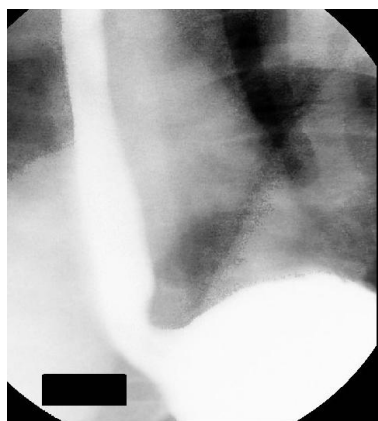
Εικόνα 4. Παιδιατρικού Νοσοκομείου

Αθηνών Αγία Σοφία

Στη συνέχεια το εξεταζόμενο παιδί ή βρέφος στρέφονταν στο πλάι και μία νέα περίοδος ακτινοσκόπησης συνοδευόμενη από την αντίστοιχη ακτινογραφική λήψη (LLAT) (Εικόνα 7). Στη συνέχεια ο εξεταζόμενος στρέφονταν ξανά σε ύπτια θέση και μία επιπλέον προσθιοπίσθια ακτινοσκοπική και ακτινολογική λήψη ακολουθούσε επικεντρωμένη στην περιοχή του στομάχου όπως και στην προηγούμενη περίπτωση.



(Εικόνα 5)



(Εικόνα 6)

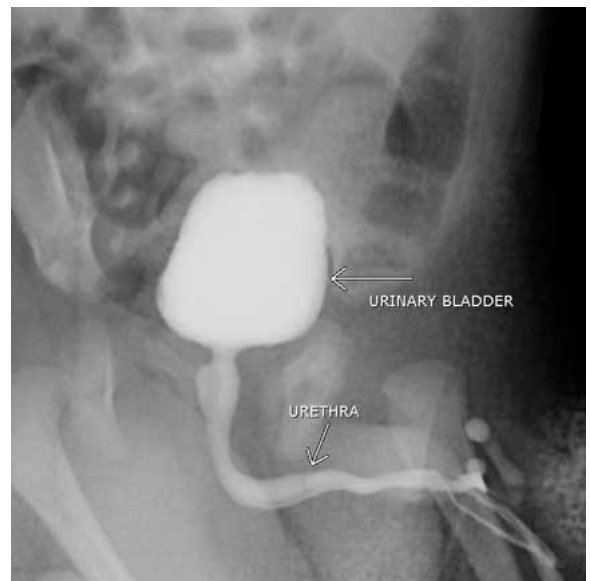


(Εικόνα 7)

Το βαριούχο γεύμα χρησιμοποιείται στη μελέτη παθήσεων όπως η πυλωρική στένωση, τα εκκολπώματα στομάχου, οι συγγενείς παθήσεις του στομάχου (π.χ. αναδιπλασιασμός στομάχου), οι υπερτροφικές γαστροπάθειες- γαστρίτιδες, η διαφραγματοκήλη, η συστροφή στομάχου, ο καταρρακτοειδής στόμαχος, το γαστρικό έλκος, οι γαστρικοί πολύποδες, ο καρκίνος στομάχου και οι στρωματικοί όγκοι(GISTs)

### Γ.2.2 Κυστεοουρηθρογραφία

Η διαδικασία που ακολουθούνταν στο ακτινολογικό τμήμα του Παιδιατρικού Νοσοκομείου Αθηνών Αγία Σοφία περιελάμβανε ακτινοσκόπηση της πυέλου του εξεταζόμενου σε ύπτια θέση και 3 διαφορετικές ακτινογραφικές λήψεις (φιλμ) με απεικόνιση των ουρητήρων, ουροδόχου κύστεως και της ουρήθρας (Εικόνες 8, 9). Αρχικά και κατά τη πλήρωση της κύστεως με ιωδιούχο σκιαγραφικό διάλυμα πραγματοποιούνταν μία αρχική ακτινοσκοπική παρακολούθηση καθώς και μία πρώτη λήψη φιλμ.



(Εικόνα 8)



(Εικόνα 9)

Σε δεύτερο στάδιο και ενώ συνεχίζονταν η ακτινοσκοπική παρακολούθηση λαμβάνονταν λήψη φιλμ την στιγμή που είχε πληρωθεί η κύστη και ξεκινούσε η διαδικασία της ούρησης. Μία Τρίτη περίοδος ακτινοσκόπησης ξεκινούσε με τελική ακτινογραφική λήψη της πυελικής περιοχής με περατωμένη την διαδικασία ούρησης και με σχεδόν κενή την κύστη.

Η εξέταση δίνει πληροφορίες για την ανατομία της ουροδόχου κύστης και της ουρήθρας, σε φάση πλήρωσης και κένωσης (κατά την ούρηση). Αποτελεί την εξέταση επιλογής για την διάγνωση της κυστεοουρητηρικής παλινδρόμησης δεδομένου ότι επιπλέον προσδιορίζει και τον βαθμό παλινδρόμησης. Επιπρόσθετα συνεισφέρει στη διάγνωση και άλλων σοβαρών συγγενών ανωμαλιών του ουροποιητικού συστήματος, όπως για παράδειγμα οι βαλβίδες οπίσθιας ουρήθρας στα αγόρια.

## **Γ.3 ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΡΑΔΙΟΒΙΟΛΟΓΙΑΣ**

### **Γ.3.1 Εισαγωγή**

Η ακτινοβόληση οποιουδήποτε βιολογικού υλικού προκαλεί μια αλληλουχία διαδικασιών, των οποίων ο χρόνος εμφάνισής τους διαφέρει. Το γεγονός αυτό έγινε γνωστό με την ανακάλυψη σχεδόν των ακτίνων X από τον W.C. Roentgen το 1895 και του φαινομένου της ραδιενέργειας από τον H. Becquerel και το ζεύγος Marie και Pierre Curie το 1896 αφού άρχισαν τα πρώτα βιολογικά αποτελέσματα από τη χρήση τους. Κάθε τέτοια αλληλουχία διαδικασιών περιλαμβάνει τρία διακριτά στάδια: το φυσικό, το χημικό και το βιολογικό.

### **Γ.3.2 Φυσικό στάδιο**

Κατά τη διέλευση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας από την ύλη αποδίδει σε αυτήν ενέργεια μέσω ιοντισμών και διεγέρσεων. Η εν λόγω μεταφορά ενέργειας πραγματοποιείται σε χρόνο μικρότερο των  $10^{-8}$  sec ενώ η ασυνεχής στο χώρο κατανομή της εξαρτάται από το είδος και την ενέργεια της ιοντίζουσας ακτινοβολίας.

### **Γ.3.3 Χημικό στάδιο**

Τα άτομα του βιολογικού υλικού τα οποία ακτινοβολήθηκαν κατά το φυσικό στάδιο, αντιδρούν με άλλα συστατικά των κυττάρων με ταχείες χημικές αντιδράσεις. Αυτό οφείλεται στο ότι οι ιοντισμοί και διεγέρσεις που συνέβησαν κατά το φυσικό στάδιο, προκαλούν ρήξη χημικών δεσμών και δημιουργία ελευθέρων ριζών ( $\text{HO}^{\cdot}$ ,  $\text{H}^+$ ). Επειδή τα βιολογικά συστήματα αποτελούνται κυρίως από νερό, ο μεγαλύτερος αριθμός των ιοντισμών συμβαίνει στα μόρια του ύδατος μέσω της ραδιόλυσής του. Οι ελεύθερες ρίζες είναι χημικά πολύ δραστικές λόγω των ασύζευκτων ηλεκτρονίων των εξωτερικών τους στοιβάδων. Περίπου  $10^{-10}$  sec μετά την ακτινοβόληση οι πρώτες παραγόμενες ελεύθερες ρίζες από τη ραδιόλυση του νερού δημιουργούν επιπλέον αντιδράσεις. Το μοριακό οξυγόνο παρουσιάζει μεγάλη χημική συγγένεια με τις ελεύθερες ρίζες με αποτέλεσμα να δημιουργούνται επί πλέον δραστικά προϊόντα, ώστε τελικά η παρουσία του οξυγόνου στο περιβάλλον των κυττάρων να δρα προς την κατεύθυνση της μονιμοποίησης της βλάβης.

Οι βλάβες των κυττάρων που οφείλονται στην δράση των ελευθέρων ριζών αναφέρονται σαν έμμεσος δράση της ακτινοβολίας, ενώ οι βλάβες που οφείλονται

στον απευθείας ιοντισμό των ατόμων ονομάζονται άμεσος δράση. Το μεγαλύτερο μέρος των χημικών αντιδράσεων που πραγματοποιούνται στα κύτταρα εξ αιτίας της ακτινοβολίας, έχουν ασήμαντο αποτέλεσμα σε ότι αφορά στην επιβίωση και την λειτουργικότητα των κυττάρων. Οι σημαντικές αντιδράσεις είναι εκείνες που αφορούν το DNA των κυττάρων, λόγω της μοναδικότητας που παρουσιάζουν για τη λειτουργία και την επιβίωση του κυττάρου τα διάφορα τμήματα αυτού του μορίου.

#### **Γ.3.4 Βιολογικό στάδιο**

Το βιολογικό στάδιο αρχίζει αμέσως μετά το χημικό στάδιο. Αυτό πραγματοποιείται όταν εμφανίζονται ενζυμικοί μηχανισμοί που δρουν επιδιορθωτικά στους μοριακούς σχηματισμούς που έχουν υποστεί βλάβη κατά το χημικό στάδιο. Το μεγαλύτερο μέρος των βλαβών που υφίστανται τα βιολογικά μόρια όπως το μόριο του DNA, επιδιορθώνονται μέσα σε 4 ώρες. Ορισμένες βλάβες δεν επιδιορθώνονται και είναι αυτές που οδηγούν στον θάνατο των κυττάρων.

Τα κύτταρα δεν πεθαίνουν αμέσως. Μετά από μικρές δόσεις ακτινοβολίας διατηρούν ακόμα την δυνατότητα να παράγουν μιτώσεις. Η μετέπειτα απώλεια της παραπάνω δυνατότητας ονομάζεται αναπαραγωγικός θάνατος. Σε περιπτώσεις υψηλών δόσεων σε οργανισμούς θηλαστικών τα βιολογικά αποτελέσματα οφείλονται στην θανάτωση κυττάρων που καταλήγουν σε βλάβες ιστών και οργάνων μέσα στις πρώτες εβδομάδες και μήνες μετά την ακτινοβολήση (πρώιμα αποτελέσματα). Σε μεταγενέστερο χρόνο (3 μήνες – έτη) μπορεί να εμφανιστούν τα λεγόμενα αψώτερα αποτελέσματα της ακτινοβολίας. Σε μεταγενέστερο στάδιο ακόμα και για τις μικρές δόσεις ακτινοβολίας, υπάρχει η πιθανότητα της καρκινογένεσης.

#### **Γ.3.5 Ακτινική βλάβη στο DNA**

Από τους διάφορους τύπους βλάβης που η ακτινοβολία μπορεί να προκαλέσει στα κύτταρα, η σημαντικότερη είναι η επίδραση στο DNA (ICRP, 1991). Αυτές οι αλλαγές μπορεί να είναι σπάσιμο της μονής ή διπλής έλικας στο μόριό του DNA, αλλαγές κατά την συνένωση, χιαστί ενώσεις, μεταβολές στα βασικά μόρια του DNA, αντικατάσταση ή παράληψη βασικών δομών του DNA, οι χρωμοσωματικές παρεκκλίσεις κ.α. Το αποτέλεσμα της αλλαγής της δομής του DNA, είναι η μετάλλαξη του κυττάρου μέσω μιας διαδικασίας γνωστής ως νεοπλασματική μεταλλαγή. Χαρακτηριστικά των μεταλλαγμένων κυττάρων είναι η δυνατότητα



ανεξέλεγκτου πολλαπλασιασμού και η αλλαγή στον κώδικα επικοινωνίας με τα γειτονικά κύτταρα.

Για την αποκατάσταση των βλαβών στο DNA, το κύτταρο έχει αναπτύξει ειδικούς πολύπλοκους μηχανισμούς, βασισμένους στην λειτουργία των ενζύμων. Αυτοί οι μηχανισμοί αποκατάστασης είναι διαφορετικοί για την κάθε βλάβη του DNA και η ολοκλήρωση του έργου τους γίνεται σε μερικές δεκάδες λεπτά της ώρας. Αν η αποκατάσταση της βλάβης σε κρίσιμα σημεία του DNA δεν γίνει τέλεια, το κύτταρο υφίσταται συνέπειες, που μπορεί να οδηγήσουν στο θάνατό του ή στη μετάδοση μεταλλάξεων σε άλλα κύτταρα.

Ο θάνατος των κυττάρων, σαν συνέπεια της ακτινοβολίας, εκδηλώνεται κυρίως όταν τα κύτταρα επιχειρούν να διαιρεθούν αλλά δεν μπορούν, επειδή τα χρωμοσώματά τους έχουν υποστεί ρήξη και έχουν επανενωθεί ανώμαλα. Στα κύτταρα που πολλαπλασιάζονται γρήγορα, οι μη αναστρέψιμες βλάβες των ζωτικών δομών τους, προκαλούν το θάνατο σε μερικές ώρες ή μέρες μετά την έκθεση σε ακτινοβολία. Σε κύτταρα που πολλαπλασιάζονται αργά, ο θάνατος μπορεί να επέλθει μετά από μήνες ή χρόνια.

Η ανάπτυξη του καρκίνου γίνεται σε διαδοχικά στάδια. Η παραγωγή ενός κυττάρου με τη δυνατότητα εξέλιξης σε καρκινικό είναι το πρώτο στάδιο, γνωστό ως "έναρξη". Αυτό το κύτταρο εφόσον υποστεί περαιτέρω αλλαγές, υπό την επίδραση υποστηρικτικών παραγόντων, γίνεται προκαρκινικό κύτταρο και βρίσκεται πλέον στο δεύτερο στάδιο. Κατά το τρίτο στάδιο, το κύτταρο υφίσταται περαιτέρω αλλαγές και μετατρέπεται σε καρκινικό. Στη συνέχεια πολλαπλασιάζεται, αναπτύσσοντας καρκίνο κατά το στάδιο που είναι γνωστό ως "αυξητικό".

Η διαδικασία της ανάπτυξης ενός καρκίνου χρειάζεται χρόνια στον άνθρωπο. Ο χρόνος που μεσολαβεί, μεταξύ της έκθεσης στην ακτινοβολία και της εμφάνισης του προκληθέντος καρκίνου, είναι η λανθάνουσα περίοδος. Αυτή η περίοδος εξαρτάται από το είδος του καρκίνου που θα αναπτυχθεί και την ηλικία του εκτιθέμενου ατόμου.

Τα περισσότερα κύτταρα που έχουν υποστεί νεοπλασματική μεταλλαγή, δεν δημιουργούν καρκίνο. Αυτό οφείλεται κατά το ICRP (ICRP, 1991) σε συνδυασμό των κάτωθι:

α) μικρή πιθανότητα επιβίωσης μετά από ορισμένους πολλαπλασιασμούς κυττάρου που έχει υποστεί σημαντικές αλλαγές,

β) μεγάλη πιθανότητα στέρησης της ικανότητας πολλαπλασιασμού του κυττάρου, που έχει υποστεί σημαντικές αλλαγές και έχει επιβιώσει μετά από μερικούς πολλαπλασιασμούς,

γ) μικρή πιθανότητα πραγματοποίησης όλων των σταδίων που απαιτούνται για την ανάπτυξη καρκίνου,

και δ) ενεργοποίηση των αμυντικών μηχανισμών του ίδιου του κυττάρου, για την αποκατάσταση των βλαβών.

Ιδιαίτερη ευαισθησία στην ακτινοβολία παρουσιάζουν οι νευροβλάστες (πρόδρομες μορφές των νευρικών κυττάρων), τα κύτταρα του εντερικού βλεννογόνου, των αιμοποιητικών οργάνων καθώς και τα κύτταρα του γεννητικού συστήματος. Το βασικό χαρακτηριστικό αυτών των τύπων κυττάρων είναι η μεγάλη ταχύτητα πολλαπλασιασμού τους.

Επειδή τα όργανα και οι ιστοί αποτελούνται από κύτταρα, υφίστανται επιδράσεις εξαιτίας των κυτταρικών αλλοιώσεων. Εάν αρκετά κύτταρα σε ένα όργανο ή ιστό θανατωθούν, ή χάσουν την δυνατότητά τους να λειτουργούν και να αναπαράγονται κανονικά, τότε θα επέλθει απώλεια της λειτουργίας του οργάνου, ή ιστού, ή διάφορες άλλες συνέπειες, καθώς ο οργανισμός προσπαθεί να επιδιορθώσει την βλάβη. Η απώλεια είναι σημαντικότερη, όσο ο αριθμός αυτών των κυττάρων αυξάνεται.

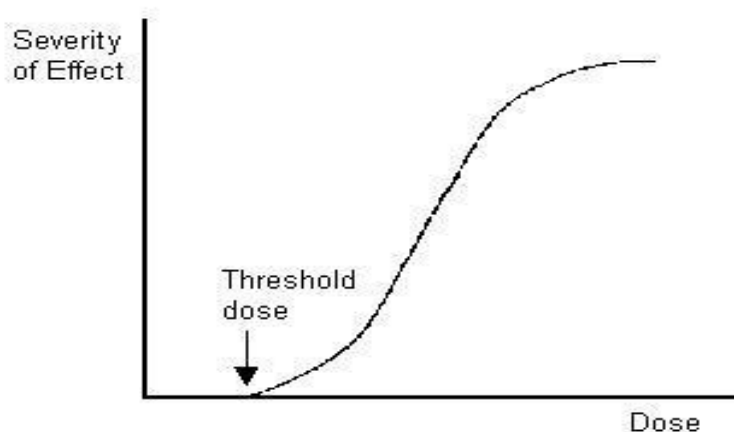
Επιπλέον, κύτταρα που υπέστησαν βλάβη από ακτινοβολία, δύνανται να ελευθερώσουν ουσίες, που μπορούν να επιφέρουν πρόσθετες βλάβες. Λόγω αυτών των μηχανισμών, επέρχεται αναστολή του πολλαπλασιασμού των υγιών κυττάρων, γεγονός που οδηγεί σε επιπλέον προβλήματα, π.χ. η αναστολή πολλαπλασιασμού των επιθηλιακών ιστών οδηγεί σε εισβολή παθογόνων μικροοργανισμών, φλεγμονή, εξέλκωση, απώλεια υγρών, ναυτία και διάρροια. Η αναστολή της παραγωγής αίματος οδηγεί σε λευκοπενία, αναιμία, ανοξία, ατονία, αιμορραγία και μερική απώλεια της ανοσίας. Επίσης, είναι γνωστό ότι ο ανθρώπινος οργανισμός λόγω των φυσιολογικών αλληλεπιδράσεων στο εσωτερικό του, μπορεί να μεταβάλλει τις λειτουργίες του συνόλου του, ύστερα από ακτινοβόληση ενός μόνον οργάνου, π.χ. η ακτινοβόληση της υπόφυσης μπορεί να αναστείλει τη γεννητική ανάπτυξη και το μεταβολισμό ολοκλήρου του σώματος.

### Γ.3.6 Αποτελέσματα ιοντίζουσας ακτινοβολίας στην υγεία

Οι βλάβες ή οι αλλαγές που εκδηλώνονται στα κύτταρα λόγω της επίδρασης της ακτινοβολίας, από ιατρικής απόψεως, παρουσιάζουν αποτελέσματα - συμπτώματα που γενικώς ταξινομούνται σε δύο κατηγορίες: τις αντιδράσεις ιστού (καθορισμένα αποτελέσματα) και τα στοχαστικά αποτελέσματα.

- **Καθορισμένα αποτελέσματα (επιβλαβείς αντιδράσεις ιστού)**

Για αυτού του τύπου τα αποτελέσματα φαίνεται να υπάρχει μια καθορισμένη δόση κατωφλίου κάτω από την οποία δεν ανιχνεύεται κάποιου είδους ζημιά. Η υπέρβαση αυτής της τιμής κατωφλίου συνεπάγεται την εκδήλωση μιας αντίδρασης η σοβαρότητα της οποίας αυξάνεται με την αύξηση της δόσης ακτινοβολίας (Σχήμα 7). Τέτοιου είδους αποτελέσματα αποτελούν το ερύθημα του δέρματος, η απώλεια μαλλιών, η θόλωση του φακού του οφθαλμού (καταρράκτης) ή ακόμα και στειρότητα (προσωρινή ή μόνιμη). Το πιο σύνηθες αποτέλεσμα όσων αφορά τα κύτταρα σε αυτές τις περιπτώσεις είναι η θανάτωσή τους και η αντικατάστασή τους από νέα κύτταρα. Ωστόσο, σε υψηλές δόσεις ένας μεγάλος αριθμός κυττάρων θανατώνονται οδηγώντας τελικά στην απώλεια της λειτουργίας του οργάνου.



(Σχήμα 7).

Τέτοιου είδους επιπτώσεις της ακτινοβολίας χρειάζονται χρόνο για να αναπτυχθούν. Μπορεί να υπάρχει μια λανθάνουσα περίοδος εβδομάδων ή μηνών πριν η εκάστοτε βλάβη εκδηλωθεί πλήρως. Οι δόσεις που απαιτούνται για την εμφάνιση καθορισμένων αποτελεσμάτων είναι πολύ μεγαλύτερες από αυτές που αποδίδονται κατά τις εφαρμογές της συμβατικής ακτινολογίας. Ωστόσο, έχουν υπάρξει αναφορές για περιπτώσεις σχετικών συμπτωμάτων λόγω της ακτινοβολίας κυρίως σε εξετάσεις επεμβατικής ακτινολογίας.

- **Στοχαστικά αποτελέσματα**

Τα Στοχαστικά αποτελέσματα (τυχαίας ή αλλιώς στατιστικής φύσης) περιλαμβάνουν τις γενετικές βλάβες και της εμφάνισης καρκίνου. Η πιθανότητα εμφάνισης τέτοιου είδους αποτελεσμάτων εξαρτάται από το μέγεθος της δόσης, χωρίς όμως την παρουσία κάποιου είδους τιμής δόσης κατωφλίου. Ο στοχαστικός χαρακτήρας των αποτελεσμάτων σε αυτή την περίπτωση έχει να κάνει με την τροποποίηση των ακτινοβολημένων κυττάρων και όχι την θανάτωσή τους. Τα τροποποιημένα κύτταρα μπορούν να εξελιχθούν και σε καρκίνο μετά από μια λανθάνουσα περίοδο ετών. Τέτοιου τύπου στοχαστικά αποτελέσματα με γενετικές βλάβες ή και καρκινογενέσεις μπορούν να προκληθούν όχι μόνο από υψηλές αλλά και από χαμηλότερες τιμές δόσεων ακτινοβολίας.

Η έκθεση σε ακτινοβολία μπορεί να προκαλέσει γενετικές βλάβες και καρκινογενέσεις σε σχεδόν οποιοδήποτε ιστό ή όργανο του σώματος (πνεύμονα, μαστό, θυρεοειδείς αδένες, κ.α.), αν και ορισμένοι ιστοί και όργανα είναι πολύ πιο ακτινοευαίσθητα από άλλα.

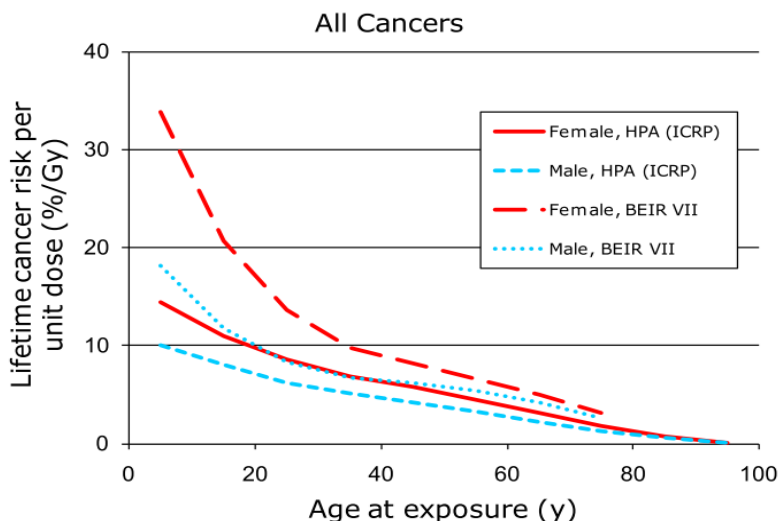
Σύμφωνα με επιδημιολογικές μελέτες, δόσεις ιοντίζουσας ακτινοβολίας πάνω από περίπου 100 mSv (το οποίο είναι 40 φορές υψηλότερη από τη μέση τιμή ετήσιας έκθεσης), μπορεί να αυξήσει τον κίνδυνο για καρκίνο σε ενήλικες, σε χαμηλότερες δόσεις στατιστικά περιορισμοί καθιστούν δύσκολη την αξιολόγηση του κινδύνου του καρκίνου στον άνθρωπο. Έτσι στις περιπτώσεις χαμηλών δόσεων, είναι απαραίτητη η χρήση στατιστικών μοντέλων για την πρόβλεψη των πιθανών κινδύνων. Δεδομένα από τη μελέτη του Pierce et al δείχνουν μια στατιστικά σημαντική αύξηση του καρκίνου για δόσεις που

υπερβαίνουν τα 50 mSv. Η έκθεση BEIR VII καταλήγει στο συμπέρασμα ότι οι τρέχουσες επιστημονικές αποδείξεις είναι συνεπής με την υπόθεση ότι «ο κίνδυνος θα συνεχίσει με γραμμικό τρόπο σε χαμηλότερες δόσεις χωρίς κατώφλι και ότι ακόμα και η μικρότερη δόση έχει τη δυνατότητα να προκαλέσει μια μικρή αύξηση του κινδύνου για τον άνθρωπο". Η υπόθεση αυτή έχει ονομαστεί το "Linear,-No-Threshold" (LNT) μοντέλο. Στην πραγματικότητα, όσο υψηλότερη είναι η δόση, τόσο μεγαλύτερος είναι ο κίνδυνος ενώ όσο χαμηλότερη είναι η δόση, τόσο χαμηλότερη είναι η πιθανότητα πρόκλησης βλάβης στην ανθρώπινη υγεία. Το συγκεκριμένο σύστημα δεν θεωρεί κάποιο επίπεδο ασφαλών (χωρίς κινδύνους) δόσεων αλλά ενσωματώνει τη φιλοσοφία της διατήρησης των εκθέσεων σε ακτινοβολία «τόσο χαμηλά όσο είναι λογικά εφικτό» (αρχή ALARA).

### **Γ.3.7 Ραδιοευαισθησία παιδιών**

Όσων αφορά τον παιδικό πληθυσμό, επιδημιολογικά στοιχεία καταδεικνύουν αυξημένο κίνδυνο καρκίνου σε χαμηλότερες δόσεις, που είναι ακόλουθες με την θεώρηση ότι η ακτινοευαισθησία αυξάνεται όσο μειώνεται η ηλικία. Οι παιδιατρικοί ασθενείς - εξεταζόμενοι στη διαγνωστική ακτινολογία αποτελούν ιδιαίτερη ομάδα ασθενών με μεγαλύτερη πιθανότητα για εμφάνιση καθυστερημένων επιπτώσεων λόγω της ακτινοβολίας, θεωρώντας ότι έχουν 5-7 φορές μεγαλύτερη ευαισθησία στην ακτινοβολία σε σύγκριση με τους ενήλικες. Αυτό αποδίδεται στην ιδιότητα των διαιρούμενων κυττάρων τους να είναι πιο ευαίσθητα στην δημιουργία νεοπλασματικών μεταλλάξεων λόγω της ακτινοβολίας και επειδή υπάρχει περισσότερο χρόνος κατά τη διάρκεια της ζωής τους για να τις εκδηλώσουν. Οι συντελεστές κινδύνου είναι πολύ υψηλότερα για τα παιδιά από ό, τι για τους ενήλικες.

Η Εθνική Ακαδημία Επιστημών BEIR VII έχει εκτιμήσει τον κίνδυνο εμφάνισης καρκίνου κατά τη διάρκεια της ζωής ανά μονάδα δόσης, για μεμονωμένη άμεση έκθεση σε ακτινοβολία, σε συνάρτηση με την ηλικία (Σχήμα 8).



(Σχήμα 8)

Σύμφωνα με νεότερη έκθεση από τον οργανισμό HPA (Health Protection Agency, Centre for Radiation, Chemical and Environmental Hazards U.K) του 2011, οι γυναίκες βρίσκονται σε μεγαλύτερο κίνδυνο, και ότι για τα μικρά παιδιά (0-9 ετών) ο κίνδυνος ανάπτυξης του καρκίνου είναι περίπου δύο φορές υψηλότερος από τον αντίστοιχο των ενηλίκων στα 30 τους και 5 φορές περίπου υψηλότερη για τους ενήλικες που βρίσκονται στην δεκαετία των 60 και για τα δύο φύλα. Έτσι, ο κίνδυνος μειώνεται με την ηλικία περίπου κατά ένα παράγοντα 2 για κάθε 30 έτη για όλες τις μορφές καρκίνου που προκαλείται από την ακτινοβολία 89. Όπως δημοσίευσε η NRPB το 2001, οι ακτινολογικές εξετάσεις διαχωρίζονται σε 4 ζώνες κινδύνου

- Ασήμαντος κίνδυνος: πιθανότητα  $< 1$  στο εκατομμύριο ( $< 10^{-6}$ )
- Ελάχιστος κίνδυνος: πιθανότητα μεταξύ 1 στο εκατομμύριο με 1 στις 100.000 ( $10^{-6}$ - $10^{-5}$ )
- Πολύ χαμηλός κίνδυνος: πιθανότητα μεταξύ 1 στις 100.000 με 1 στους 10.000 ( $10^{-5}$ - $10^{-4}$ )
- Χαμηλός κίνδυνος: πιθανότητα μεταξύ 1 στους 10.000 με 1 στις 1.000 ( $10^{-4}$ - $10^{-3}$ ).

### Γ.3.8 Κίνδυνοι από την διαγνωστική ακτινολογία

Η Διαγνωστική Ακτινολογία αποτελεί μια σημαντική και αυξανόμενη πηγή έκθεσης του πληθυσμού σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Η ταχεία αύξηση της

χρησιμοποίησης των ακτίνων X στην ιατρική σε όλο τον κόσμο, έχει εγείρει ανησυχίες για πιθανούς κινδύνους καθορισμένων και στοχαστικών αποτελεσμάτων, διότι όταν ένας μεγάλος αριθμός ατόμων εκτίθενται, ακόμη και σε μικρούς κινδύνους, ενδεχομένως να οδηγήσει σε ένα μεγάλο αριθμό μελλοντικών επιβλαβών αποτελεσμάτων στον πληθυσμό.

Για τις εκτιμήσεις των κινδύνων από τις εκθέσεις σε ιοντίζουσα ακτινοβολία, οι επιστήμονες σήμερα βασίζονται σε μοριακά, κυτταρικά πειραματικά δεδομένα πειράματα σε πειραματόζωα, στατιστική μοντελοποίηση των κινδύνων και επιδημιολογικές μελέτες σε ανθρώπους. Παρόλη την πρόοδο που έχει επιτευχθεί παραμένουν μεγάλες οι αβεβαιότητες που σχετίζονται με ποσοτικές εκτιμήσεις του κινδύνου από την έκθεση σε ιδίως χαμηλά επίπεδα ιοντίζουσας ακτινοβολίας, όπως αυτή που συναντά κανείς στη διαγνωστική ακτινολογία.

Η ICRP 103 (International Commission on Radiological Protection publication 103) έκθεση παρέχει ένα συντελεστή για τον υπολογισμό του κινδύνου θανατηφόρων κακοήθειας ως συνάρτηση της ενεργού δόσης E (βλ. κεφάλαιο Γ.4.2). Ο συντελεστής είναι της τάξης του 5% ανά Sv για τον πληθυσμό στο σύνολό του, ενώ σε μικρότερες ηλικίες, είναι υψηλότερη κατά πάσα πιθανότητα στην περιοχή του 10-15% ανά Sv για τα παιδιά 88. Στον Πίνακα 1 παρουσιάζεται ο συντελεστής πιθανότητας για στοχαστικά φαινόμενα ανά μονάδα ενεργού δόσης ενώ στον Πίνακα 2 παρουσιάζονται οι συντελεστές πιθανότητας (υπολογισμένοι από HPA και ICRP103) για κληρονομικά αποτελέσματα και θανατηφόρο καρκίνο.

	Πιθανότητα βλάβης ( $10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ )		
	Πρόκληση καρκίνου	Κληρονομικά αποτελέσματα	Σύνολο
Ενήλικες εργαζόμενοι	4,1	0,1	4,2
Ολικός πληθυσμός	5,5	0,2	5,7

Πίνακας 1. Συντελεστής πιθανότητας για εμφάνιση στοχαστικών αποτελεσμάτων (ICRP, 2007).

Organ or Tissue	Lifetime risk of cancer incidence HPA calculations (% per Sv)	Nominal risk coefficients Table A.4.1 of ICRP 103 (% per Sv)	HPA ICRP
Lung	1.08	1.14	0.95
Stomach	0.79	0.79	1.00
Breast	0.97	1.12	0.87
Colon	0.66	0.65	1.02
RBM (Leukaemia)	0.63	0.42	1.50
Bladder	0.41	0.43	0.95
Liver	0.31	0.30	1.03
Thyroid	0.19	0.33	0.58
Oesophagus	0.16	0.15	1.07
Ovary	0.11	0.11	1.00
Other	1.34	1.44	0.93
<b>All Cancers*</b>	<b>6.65</b>	<b>6.88</b>	<b>0.97</b>

\*Excluding bone and skin cancer

Πίνακας 2. Συντελεστές πιθανότητας (HPA και ICRP103) για κληρονομικά αποτελέσματα και θανατηφόρο καρκίνο.

Πολλά μαθηματικά μοντέλα έχουν αναπτυχθεί για την εκτίμηση του κινδύνου καρκίνου που προκύπτει από την έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Ένα τέτοιο σύνολο μαθηματικών μοντέλων έχει αναπτυχθεί από την BEIR επιτροπή για τις βιολογικές επιδράσεις των ιοντίζουσών ακτινοβολιών (Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations, BEIR 2006). Η BEIR VII επιτροπή δημιούργησε μαθηματικά μοντέλα που παρέχουν τους κινδύνους ανάπτυξης καρκίνου που προέρχονται από την ακτινοβολία. Τα μοντέλα λαμβάνουν υπόψη την περιοχή της καρκινογένεσης, το φύλο του εξεταζόμενου, την ηλικία του κατά την έκθεση. Επί του παρόντος, πιστεύεται πως οι μικρές δόσεις (και οι ρυθμοί τους) αντιστοιχούν σε ένα σχετικά χαμηλότερο κίνδυνο καρκίνου σε σύγκριση με τις υψηλές δόσεων. Η μείωση αυτή του κινδύνου, λόγω των χαμηλών σχετικά δόσεων, εκφράζεται από ένα συντελεστή DDREF (Dose and dose Rate Reduction Factor). Τα μοντέλα λαμβάνουν υπόψη και τους ρυθμούς θνησιμότητας που αντιστοιχούν σε κάθε ηλικία. Παρόλα αυτά, η επιτροπή συνιστά η εκτίμηση των κινδύνων να γίνεται με σκεπτικισμό δίνοντας μεγαλύτερη βαρύτητα στην τάξη μεγέθους των κινδύνων αφού πολλοί είναι οι παράγοντες που αυξάνουν την αβεβαιότητα- ανακρίβεια στους υπολογισμούς.

Ένα μέγεθος που εκφράζει την δια βίου αύξηση του κινδύνου προερχόμενου από την ακτινοβολία είναι ο πιθανότητα θανάτου λόγω της έκθεσης σε ακτινοβολία



(θανατηφόρου καρκίνου) REID ( Risk of exposure-induced death). Η πιθανότητα αυτή ορίζεται ως:

$$REID_c(e, D) = \int_7^{\infty} [\mu_c(t | e, D) - \mu_c(t)] S(t | e, D) dt$$

Όπου  $\mu_c(t | e, D)$  είναι το ποσοστό θνησιμότητας κατά την  $t$  ηλικία που οφείλεται στην αιτία  $c$ , δεδομένου ότι ο εξεταζόμενος ήτα εν ζωή κατά τον χρόνο (σε ηλικία) της έκθεσης σε ακτινοβολία  $e$  και η αντίστοιχη δόση σε αυτήν την ηλικία ήταν  $D$ . Ως  $S(t | e, D)$  ορίζεται η εξαρτημένη πιθανότητα να είναι εν ζωή ο εξεταζόμενος στην ηλικία  $t$  έχοντάς του αποδοθεί δόση  $D$  στην ηλικία  $e$ . Διάφορες στατιστικές θνησιμότητας παρέχουν τις αναγκαίες πληροφορίες για αυτές τις εξαρτημένες πιθανότητες  $S(t | e, D)$  για τις οποίες γενικά ισχύει :

$$S(t | e, D) = \exp \left[ - \int_e^t \mu(x | e, D) dx \right],$$

Όπου  $\mu(t | e, D)$  είναι ο συνδυαστικός για όλες τις αιτίες ρυθμός θνησιμότητας.

Στον Πίνακα 3 παρουσιάζονται μερικά κατώφλια δόσης, για ντετερμινιστικά αποτελέσματα. Είναι προφανές ότι σε καμία κλασική ακτινοδιαγνωστική πράξη δεν υπάρχει περίπτωση πρόκλησης καθορισμένου αποτελέσματος.

Όργανο	Αποτέλεσμα	Δόση (Gy)
Όρχεις	Ελάττωση πληθυσμού σπερμογόνων	0,5
Ωοθήκες	Αμηνόρροια	> 0,5
	Στείρωση	4
Θυρεοειδής	Υποθυρεοειδισμός	>1
Μαστός	Υποπλασία	2
Φακός οφθαλμού	Καταρράκτης	2
Πνεύμονας	Ίνωση	12

Πίνακας 3: Δόσεις κατωφλίου καθορισμένων αποτελεσμάτων

Στον τομέα της ακτινοδιαγνωστικής, όπου χρησιμοποιείται X-ακτινοβολία χαμηλού LET (Linear Energy Transfer – Γραμμική Μετάδοση Ενέργειας, δοσιμετρική ποσότητα που εκφράζει την ποσότητα της ενέργειας που μεταφέρεται από το σωματίδιο ανά μονάδα μήκους διαδρομής του), ενδιαφέρουν τα στοχαστικά αποτελέσματα, γιατί οι δόσεις ακτινοβολίας που επιβαρύνουν τους ασθενείς είναι μικρές, συγκριτικά με το κατώφλι δόσης που παρουσιάζουν τα καθορισμένα αποτελέσματα.

### **Γ.3.9 Αρχές σχετιζόμενες με την ακτινογραφική τεχνική απεικόνισης παιδιών - ασθενών**

Οι βασικές διαφορές των παιδιών από τους ενήλικες όσον αφορά την ακτινολογία είναι οι εξής:

- το σωματικό μέγεθος των εξεταζομένων
- η σωματομετρική ανομοιογένεια των παιδιών, ακόμη και στην ίδια ηλικιακή ομάδα
- η ανάγκη για απαρέγκλιτη εφαρμογή των κανόνων ακτινοπροστασίας, λόγω του μεγαλύτερου προσδόκιμου επιβίωσης
- η δυσκολία στη συνεργασία κατά την εξέταση.

Λόγω των παραπάνω διαφορών, θα πρέπει να δοθεί ιδιαίτερη προσοχή στις παρακάτω παραμέτρων:

α) η χρήση υλικών όσο το δυνατόν χαμηλότερης απορροφητικότητας στα εξαρτήματα που παρεμβάλλονται στην κύρια δέσμη, όπως κασέτες, αντιδιαχτυικά διαφράγματα, εξεταστική τράπεζα

β) η τοποθέτηση και ακινητοποίηση του εξεταζομένου. Μπορεί να απαιτείται ειδικός εξοπλισμός όταν ο εξεταζόμενος δεν είναι συνεργάσιμος.

γ) το μέγεθος του πεδίου. Συχνά ένα ακατάλληλο πεδίο είναι τις περισσότερες φορές αιτία επανάληψης της ακτινογραφίας. Για την αποφυγή αυτών των λαθών, απαιτείται πολύ καλή γνώση των ανατομικών δομών για κάθε ηλικία εξέτασης.

δ) η ακτινοπροστασία του ασθενούς. Στις περισσότερες εξετάσεις, λόγω του μικρού μεγέθους των εξεταζομένων, οι γονάδες βρίσκονται πολύ κοντά στην κύρια δέσμη, με αποτέλεσμα να επιβαρύνονται σημαντικά. Επομένως, προτείνεται η χρήση ειδικών ποδιών από μόλυβδο στα όρια του πεδίου, που μπορούν να μειώσουν τη δόση έως και

40 %. Στις εξετάσεις που οι γονάδες βρίσκονται εντός της κυρίας δέσμης, προτείνεται η χρήση ειδικών κάψουλων για τα αγόρια και χρήση μασκών για τα κορίτσια, παρέχοντας μείωση στη δόση γονάδων κατά 95 και 50 % αντίστοιχα.

ε) οι συνθήκες έκθεσης. Ο συνδυασμός του μικρού μεγέθους του εξεταζομένου, της πιθανότητας κίνησης του και της ανάγκης για μείωση της δόσης, οδηγούν σε επιλογές ακτινογραφικών στοιχείων που χαρακτηρίζονται από μικρή παροχή σε μικρό χρόνο, με όσο το δυνατόν υψηλότερη τάση. Η μικρή παροχή απαιτείται λόγω της μικρής απορρόφησης που θα παρουσιάσει το παιδί, ο μικρός χρόνος για την εξάλειψη της ασάφειας λόγω κίνησης και η υψηλή τάση σε συνδυασμό με το πρόσθετο φίλτρο λυχνίας (2,5-3,0 mm Al) για σκλήρυνση της δέσμης και συνεπώς καλύτερη ακτινοπροστασία του εξεταζομένου.

στ) το αντιδιαχυτικό διάφραγμα. Η χρήση του διαφράγματος δεν κρίνεται απαραίτητη σε εξεταζομένους μικρής ηλικίας, καθώς το ποσοστό της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας είναι χαμηλό. Η μη χρήση αντιδιαχυτικών διαφραγμάτων, όπου είναι εφικτή, συνεισφέρει στη μείωση της δόσης.

ζ) το αυτόματο σύστημα έκθεσης. Το σύστημα δεν ενδείκνυται για τις παιδιατρικές εξετάσεις, καθώς το μέγεθος των θαλάμων ιονισμού που χρησιμοποιούν είναι συχνά μεγάλο, και ακατάλληλο για τις περιορισμένες σε μέγεθος περιοχές ενδιαφέροντος στην παιδιατρική ακτινολογία.

Επειδή όπως επισημαίνεται και στην έκθεση της Επιστημονικής Επιτροπής των Ηνωμένων Εθνών για τις Επιπτώσεις της Ατομικής Ακτινοβολίας (UNSCEAR 2000) ότι για τα παιδιά υπάρχουν πρόσθετοι κίνδυνοι, από την έκθεση σε ακτινοβολία, σε σχέση με τους ενήλικες, ιδιαίτερη σημασία πρέπει να δίνει κανείς στην βελτιστοποίηση της ακτινογραφικής τεχνικής και στις ειδικές επιμέρους προδιαγραφές των ακτινολογικών μηχανημάτων. Οι μετρήσεις των δόσεων ακτινοβολίας στα παιδιά, από τις ακτινοδιαγνωστικές εξετάσεις, η προσπάθεια μείωσης των δόσεων και η βελτιστοποίηση της τεχνικής, αποτελούν ξεχωριστό πεδίο έρευνας για πολλούς ερευνητές (Ruiz et al 1991, Gallini et al 1992, Chapple et al 1992, Schneider et al 1992, Gogos et al 2003).

### **Γ.3.10 Ιδιαίτερες επιδράσεις εξετάσεων κυστεοουρηθρογραφιών και με των εξετάσεων χρήση βαριούχων γευμάτων**

Στις υπό μελέτη παιδιατρικές εξετάσεις των κυστεοουρηθρογραφιών αλλά και των εξετάσεων με χρήση βαριούχων γευμάτων πραγματοποιούνται ακτινοσκοπήσεις σε συνδυασμό με μια σειρά ακτινογραφιών το σύνολο των οποίων οδηγεί στις σχετικά υψηλές αποδιδόμενες δόσεις ακτινοβολίας (Tariouaara και άλλοι, 1999, Kemering και άλλοι, 2001, Delichas και άλλοι, 2004, Geleijns και άλλοι 1998). Οι υπό εξέταση περιοχές, από τον οισοφάγο μέχρι την περιοχή του στομάχου στις περιπτώσεις των βαριούχων γευμάτων, και της πυέλου στις περιπτώσεις των κυστεοουρηθρογραφιών συνορεύουν και με πλήθος άλλων κρίσιμων οργάνων προκαλώντας ιδιαίτερο δοσιμετρικό ενδιαφέρον αλλά και συσχετισμό με πιθανές επιβλαβείς συνέπειες από την ακτινοβολία.

## **Γ.4 ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ ΣΤΗΝ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ**

### **Γ.4.1 Γενικά**

Η αλληλεπίδραση των ιοντιζουσών ακτινοβολιών με την ύλη προκαλεί φυσικά, χημικά, βιοχημικά και βιολογικά αποτελέσματα. Με τον όρο δοσιμετρία ορίζουμε τις ποσοτικές μετρήσεις και υπολογισμούς που απαιτούνται για την καθιέρωση ή χρήση αριθμητικών σχέσεων οι οποίες να συνδέουν τα αποτελέσματα αυτά με ποσότητες οι οποίες χαρακτηρίζουν τις ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Ποικίλα δοσιμετρικά μεγέθη έχουν οριστεί με σαφήνεια και τα δοσίμετρα που χρησιμοποιούνται σήμερα συνδυάζουν την αξιοπιστία και την ευχρηστία.

### **Γ.4.2 Δοσιμετρικά μεγέθη**

#### **Έκθεση X (exposure)**

Ως έκθεση ορίζεται το πηλίκο  $dQ$  προς  $dm$ , όπου  $dQ$  είναι η απόλυτη τιμή του συνολικού φορτίου όλων των σωματιδίων ενός πρόσημου (ηλεκτρονίων ή πρωτονίων) που παράγονται από φωτόνια σε ένα στοιχειώδη όγκο αέρα μάζας  $dm$ . Βασική συνθήκη αποτελεί τα παραγόμενα φορτία  $dQ$  να ακινητοποιούνται εντός της μάζας αέρα  $dm$ .

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

Μονάδα μέτρησης της έκθεσης στο S.I. είναι το C/kg

### **LET – Γραμμική Μετάδοση Ενέργειας**

Η λέξη LET αποτελεί ακρωνύμιο για την Linear Energy Transfer. Είναι μη στοχαστική ποσότητα και εκφράζει το ποσό ενέργειας dE που χάνεται ανά φορτισμένο σωματίο, όταν διασχίζει απόσταση dL και που οφείλεται σε συγκρούσεις με ηλεκτρόνια.

$$LET = dE / dL$$

μονάδα μέτρησης είναι το J/m. Επισημαίνεται ότι στην ακτινολογία οι χρησιμοποιούμενες ακτινοβολίες χαρακτηρίζονται χαμηλού LET.

### **KERMA**

Η λέξη KERMA αποτελεί ακρωνύμιο για την Kinetic Energy Released per unit Mass. Είναι μη στοχαστική ποσότητα που εφαρμόζεται σε έμμεσα ιοντίζουσες ακτινοβολίες όπως φωτόνια και νετρόνια. Χρησιμοποιώντας το KERMA είναι δυνατή η ποσοτικοποίηση του μέσου ποσού ενέργειας που μεταφέρεται από την έμμεσα ιοντίζουσα ακτινοβολία στην ύλη, δίχως να επεκτείνεται στο τι γίνεται μετά την μεταφορά της ενέργειας. Στην συνέχεια θα περιοριστούμε στα φωτόνια.

Η ενέργεια των φωτονίων αποδίδεται στην ύλη μέσω διαδικασίας, που χωρίζεται σε δύο στάδια. Κατά το πρώτο στάδιο, η ακτινοβολία-X μεταφέρει ενέργεια στα δευτερογενή φορτισμένα σωματίια (ηλεκτρόνια), κατά την διάρκεια ποικίλων αλληλεπιδράσεων (φωτοηλεκτρικό, σκέδαση Compton, δίδυμη γένεση). Κατά το δεύτερο στάδιο, τα φορτισμένα σωματίια μεταφέρουν ενέργεια στο μέσο, με δύο ξεχωριστούς τρόπους:

(α) διαμέσου σκεδάσεων,

(β) διαμέσου ακτινοβολίας (ακτινοβολία Bremsstrahlung).

Γι' αυτό το λόγο, το ολικό KERMA διαχωρίζεται σε δύο συνιστώσες, την πρώτη που αφορά την σκέδαση ( $K_{col}$ ) και την δεύτερη που αφορά την ακτινοβολία ( $K_{rad}$ ). Η συνιστώσα  $K_{col}$  είναι το ποσό της ενέργειας των ηλεκτρονίων που εναποτίθεται στο μέσο υπό μορφή ιονισμών κατά την διαδρομή τους ή κοντά σε αυτήν, ως αποτέλεσμα αλληλεπιδράσεων Coulomb με ατομικά ηλεκτρόνια. Η  $K_{rad}$  είναι η συνιστώσα που αφορά την παραγωγή ακτινοβολίας bremsstrahlung, καθώς τα δευτερογενή σωμάτια αλληλεπιδρούν μέσω δυνάμεων Coulomb με τους ατομικούς πυρήνες.

Το KERMA ( $K$ ) μαθηματικά ορίζεται ως η μέση ενέργεια  $dE$  που μεταφέρεται από την έμμεσα ιοντίζουσα ακτινοβολία προς τα φορτισμένα σωματίδια (ηλεκτρόνια), στο μέσο  $dm$ , ανά μονάδα μάζας  $dm$ .

$$K = dE_{tr}/dm$$

Το συνολικό  $K$  διαχωρίζεται κατά την ακόλουθη εξίσωση:

$$K = K_{col} + K_{rad}$$

Στην περίπτωση της ακτίνων-X των ακτινολογικών εξετάσεων η  $K_{rad}$  είναι αμελητέα και μικρότερη από 1%.

Η μονάδα μέτρησης είναι το Gray (Gy), όπου  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$

### **Απορροφούμενη Δόση**

Η απορροφούμενη δόση είναι μη στοχαστική ποσότητα, που εφαρμόζεται τόσο στην έμμεσα όσο και στην άμεσα ιοντίζουσα ακτινοβολία. Η απορροφούμενη δόση προκύπτει από την ποσότητα ενέργειας που μεταδίδεται στο μέσο και ορίζεται ως το πηλίκο της εναποτιθέμενης (imparted) ενέργειας  $d\epsilon$  από την ακτινοβολία στην ύλη μάζας  $dm$ , σε έναν πεπερασμένο όγκο  $V$  προς την ύλη  $dm$ :

$$D = d\epsilon / dm$$

Η εναποτιθέμενη ενέργεια  $\epsilon$  που μεταδίδεται, είναι το ποσό όλης της ενέργειας που εισάγεται στον όγκο ενδιαφέροντος μείον όλη την ενέργεια που αφήνει τον όγκο.

Σημειώνεται ότι, επειδή τα ηλεκτρόνια ταξιδεύουν, εναποθέτουν ενέργεια κατά μήκος των διαδρομών τους, συνεπώς αυτή η απορρόφηση της ενέργειας δεν

πραγματοποιείται στην ίδια θέση με τη μετάδοση της ενέργειας που περιγράφεται από το KERMA ( $K_{col}+K_{rad}$ ). Συνεπώς η διαδικασία μεταφοράς της ενέργειας, καθιστά πολύπλοκο τον υπολογισμό της απορροφούμενης δόσης από το KERMA. Εξαίρεση αποτελεί η προϋπόθεση ύπαρξης ηλεκτρονικής ισορροπίας, κατά την οποία ο αριθμός των ηλεκτρονίων που εισέρχονται στην περιοχή, ισούται με τον αριθμό των ηλεκτρονίων που εξέρχονται και επιπλέον η προϋπόθεση ότι η  $K_{rad}$  είναι αμελητέα. Στην περίπτωση του ενεργειακού φάσματος Χ-ακτινοβολίας που εξετάζουμε, ισχύουν και οι δύο προϋποθέσεις, οπότε ο υπολογισμός καθίσταται πιο εύκολος.

Η δόση συσχετίζεται με το KERMA μέσω της παρακάτω σχέσης, όπου  $g$  είναι το αμελητέο ποσοστό του KERMA που χάνεται ως ακτινοβολία bremsstrahlung ( $K \times g = K_{rad}$ ).

$$D = K \times (1-g) = K_{col} \sim K$$

Βάση των προϋποθέσεων, η απορροφημένη δόση είναι σχεδόν ίση με το KERMA και η μονάδα της είναι το Gy (όπου  $1\text{Gy}=1\text{J/kg}$ ).

### **Ισοδύναμη Δόση $H_T$**

Ως ισοδύναμη δόση στον ιστό ή το όργανο  $T$  ορίζεται η απορροφούμενη δόση στον ιστό ή όργανο, σταθμισμένη για το είδος και την ποιότητα της ακτινοβολίας  $R$  και εκφράζει το βιολογικό αποτέλεσμα της απορροφούμενης δόσης. Ο ορισμός παρέχεται από τον τύπο:

$$H_T = w_R \times D_{T,R}$$

όπου:

$D_{T,R}$ : η μέση απορροφούμενη δόση στο όργανο ή στον ιστό,

$w_R$ : ο παράγοντας βαρύτητας της ακτινοβολίας, που εξαρτάται από το είδος της ακτινοβολίας  $R$  και συμβατικά θεωρείται ίσος με 1.0 για φωτόνια και ηλεκτρόνια.

Η μονάδα μέτρησης της ενεργού δόσης στο S.I. είναι το 1 Sievert (Sv) και ισούται με:  $1\text{ Sv} = 1\text{ J/kg}$

## Ενεργός Δόση E

Η ενεργός δόση, εκφράζει το σταθμισμένο άθροισμα ισοδύναμων δόσεων, σε διάφορα όργανα και ιστούς (Πίνακας 1). Η ενεργός δόση υπολογίζεται μέσω των ισοδύναμων δόσεων οργάνων T για αρσενικά  $H_T^M$  και θηλυκά  $H_T^F$  ομοιώματα συμπεριλαμβανομένων και των υπολοίπων οργάνων (remainder organs) σύμφωνα με τις σχέσεις:

$$E = \sum_T W_T \left[ \frac{H_T^F + H_T^M}{2} \right]$$
$$H_{REM}^M = \frac{1}{13} \sum_T^{13} H_T^M \quad H_{REM}^F = \frac{1}{13} \sum_T^{13} H_T^F$$

όπου:  $w_T$ : ο συντελεστής στάθμισης για την ακτινοευαισθησία του ιστού ή οργάνου (Πίνακας 4) ενώ  $H_{REM}^M$  και  $H_{REM}^F$  είναι οι ισοδύναμες δόσεις για τα λοιπά όργανα (remainder organs) για άντρες και γυναίκες αντίστοιχα.

Οι τιμές στον πίνακα 4 είναι ανά φύλο σταθμισμένες, χρησιμοποιούνται και για τα δύο φύλα. Η τιμή των γονάδων είναι σταθμισμένη για τους μαστούς, τους όρχεις και τις ωοθήκες.

Η μονάδα μέτρησης της ενεργού δόσης στο S.I. είναι το 1 Sievert (Sv) και ισούται με:  $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$

Η ενεργός δόση και η ισοδύναμη δόση ιστού ή οργάνου έχουν προταθεί για χρήση στην εκτίμηση του ακτινοπροκλητού κινδύνου, επειδή είναι κατάλληλα μεγέθη να εκφράσουν το μέτρο του κινδύνου που ενέχουν οι απλές ακτινολογικές εξετάσεις. Στον Πίνακα 4 φαίνονται οι τιμές των συντελεστών στάθμισης οργάνων για τα σημαντικότερα όργανα, από πλευράς ακτινοπροστασίας κατά το ICRP 2007.



Ιστός ή όργανο	Συντελεστής στάθμισης οργάνου $w_T$
Γονάδες	0,08
Μυελός των οστών	0,12
Κόλον	0,12
Πνεύμονας	0,12
Στόμαχος	0,12
Ουροδόχος κύστη	0,04
Μαστοί	0,12
Ήπαρ	0,04
Οισοφάγος	0,04
Θυρεοειδής	0,04
Επιφάνεια οστών	0,01
Δέρμα	0,01
Λοιπά όργανα (χολή, καρδιά, νεφρά, μύες, πάγκρεας, προστάτης, σπλήνας, μικρό έντερο, θύμος αδένας, μήτρα κ.α.)	0,12
Σύνολο	1

ΠΙΝΑΚΑΣ 4. : Τιμές του  $w_T$  για διάφορα όργανα και ιστούς

### Γ.4.3 Μέθοδοι και όργανα μέτρησης της δόσης

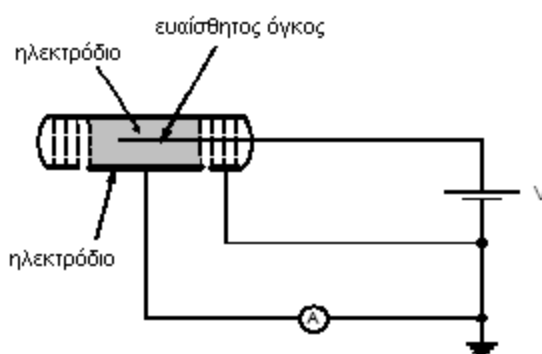
Βασικός στόχος της Ακτινοδιαγνωστικής είναι ο σχηματισμός εικόνων της εσωτερικής ανατομικής δομής του ανθρώπινου σώματος. Η χρήση ακτίνων X για το σκοπό αυτό ακόμα και σε μικρές ποσότητες ενέχει κάποιο κίνδυνο για τον εξεταζόμενο. Για την εκτίμηση του κινδύνου αυτού είναι απαραίτητος ο υπολογισμός της δόσης ακτινοβολίας με την οποία επιβαρύνεται ο εξεταζόμενος.

Υπάρχουν δύο βασικές μέθοδοι για τον υπολογισμό και μέτρηση των παραπάνω δόσεων: α) η δοσιμετρία με Θάλαμο Ιονισμού και β) η δοσιμετρία με θερμοφωταύγεια.

- *Μετρήσεις με θάλαμο ιονισμού*

Όταν η ακτινοβολία ιοντισμού περνά μέσω ενός αερίου, δημιουργεί ζεύγη ιόντων. Μια μέθοδος ανίχνευσης της ακτινοβολίας, είναι η συλλογή των παραχθέντων ιόντων. Υπάρχουν τρία σημαντικά όργανα που χρησιμοποιούν αυτόν τον τρόπο ανίχνευσης και είναι ο θάλαμος ιοντισμού (που χρησιμοποιείται στην παρούσα μελέτη), ο αναλογικός μετρητής, και ο μετρητής Geiger.

Οι θάλαμοι ιοντισμού μπορούν να έχουν διάφορες διαμορφώσεις ηλεκτροδίων και μπορούν είτε να είναι σφραγισμένοι περιέχοντας αέριο είτε μίγμα αερίων, ή μπορούν να είναι ανοικτοί στην ατμόσφαιρα. Μια συνήθης τέτοια κατασκευή είναι ένας σφραγισμένος κύλινδρος με ένα κεντρικό ομοαξονικό ηλεκτρόδιο, που είναι ηλεκτρικά μονωμένο από τον γύρω κύλινδρο. Το σώμα του θαλάμου διαμορφώνεται έτσι ώστε ένα από τα ηλεκτρόδια να αποτελεί τον άξονα συμμετρίας της κατασκευής και το άλλο να αποτελεί μέρος του εσωτερικού τοιχώματος του σώματος. Μια άμεση τάση εφαρμόζεται στα ηλεκτρόδια με θετικό δυναμικό στο κεντρικό καλώδιο και αρνητικό δυναμικό στα τοιχώματα. Χαρακτηριστικό ηλεκτρονικό κύκλωμα θαλάμου ιοντισμού παρουσιάζεται στο Σχήμα 9.



(Σχήμα 9.)

Η ακτινοβολία που προσπίπτει στο αέριο θα αφήσει ζεύγη από ίχνη ηλεκτρονίων και θετικών ιόντων στην διαδρομή της. Τα ηλεκτρόνια προσελκύονται στο θετικό ηλεκτρόδιο και τα βαρύτερα θετικά ιόντα παρασύρονται στο αρνητικό ηλεκτρόδιο. Όταν η ακτινοβολία προσπίπτει στον ανιχνευτή, τότε η ροή ηλεκτρονίων στο θετικό ηλεκτρόδιο μπορεί να μετρηθεί. Αυτό το ρεύμα θα δείξει την ένταση της ακτινοβολίας, υπό τον όρο ότι η τάση ανιχνευτών είναι αρκετά υψηλή ώστε να προσελκυστούν όλα τα ηλεκτρόνια που απελευθερώνονται από την ακτινοβολία,

προτού να επανασυνδεθούν. Οι θάλαμοι ιονισμού με τις διαφορετικές μορφές τους, χρησιμοποιούνται ευρέως ως όργανο μέτρησης ακτινοβολίας. Κυρίως έχουν ως σκοπό να αποκριθούν στην ακτινοβολία X ή γ, αλλά μπορούν επίσης να ανιχνεύσουν και να μετρήσουν ακτινοβολία β και θερμικά νετρόνια. Οι θάλαμοι ιονισμού αποκρίνονται στην ακτινοβολία X ή γ, που είναι ενέργειας ίσης ή μεγαλύτερης από 10 keV.

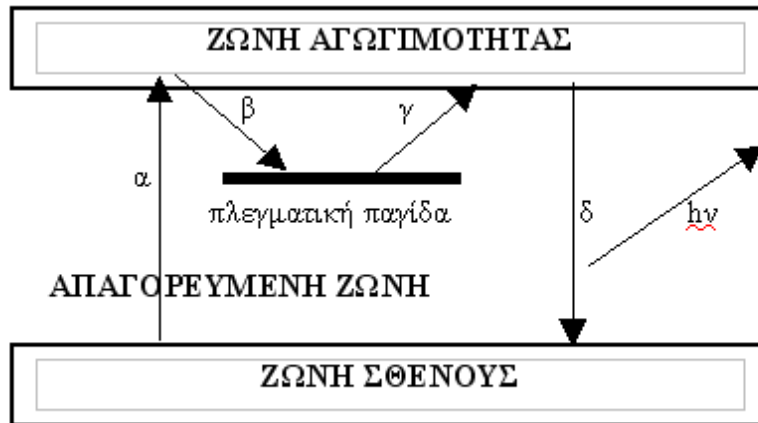
- *Μετρήσεις με δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (Thermoluminescence Dosimetry)*

Η δοσιμετρία θερμοφωταύγειας βασίζεται στο ομώνυμο φαινόμενο, σύμφωνα με το οποίο κάποια κρυσταλλικά υλικά παρουσιάζουν την ιδιότητα να μπορούν να αποθηκεύουν μέρος της ενέργειας που δέχονται μέσω ιοντιζουσών ακτινοβολιών και όταν στη συνέχεια διεγερθούν θερμικά, να την απελευθερώνουν με τη μορφή ορατής ακτινοβολίας, (in Cameron et al 1968).

Τα υλικά αυτά χαρακτηρίζονται θερμοφωταυγή και είναι μονωτές ή ημιαγωγοί των οποίων η πλεγματική δομή παρουσιάζει ατέλειες, είτε αυτογενείς είτε εξ' αιτίας προσμίξεων. Οι πλεγματικές ατέλειες δημιουργούν κέντρα παγίδευσης ηλεκτρονίων. Με τον όρο κέντρα παγίδευσης ηλεκτρονίων εννοούνται μεμονωμένες ενεργειακές στάθμες που παρουσιάζονται στην απαγορευμένη ενεργειακή ζώνη σ' έναν κρύσταλλο. Η τελευταία παρεμβάλλεται μεταξύ της ζώνης σθένους και της ζώνης αγωγιμότητας (Σχήμα 10 ).

Όταν η ιοντίζουσα ακτινοβολία προσβάλλει τον κρύσταλλο, τότε τα ηλεκτρόνια από τη ζώνη σθένους ανεβαίνουν στη ζώνη αγωγιμότητας και στη συνέχεια επανέρχονται στη ζώνη σθένους, εκτός από ένα ποσοστό το οποίο παγιδεύεται στις στάθμες των πλεγματικών ατελειών.

Τα παγιδευμένα ηλεκτρόνια για να επανέλθουν στη ζώνη σθένους, χρειάζονται προσφορά ενέργειας που θα τα επαναφέρει πρώτα στη ζώνη αγωγιμότητας. Η ενέργεια αυτή προσφέρεται στα ηλεκτρόνια μέσω της θέρμανσης του κρυστάλλου, οπότε η αποδιέγερση των παγιδευμένων ηλεκτρονίων προς τη ζώνη σθένους, προκαλεί εκπομπή φωτός από το υλικό, η ποσότητα του οποίου μπορεί να μετρηθεί με φωτοπολλαπλασιαστή και κατάλληλο ηλεκτρονικό κύκλωμα.



Σχήμα 10 . Φαινόμενο θερμοφωταύγειας α) διέγερση του e<sup>-</sup> στη ζώνη αγωγιμότητας, β) παγίδευση του στην πλεγματική παγίδα, γ) επαναφορά του στη ζώνη αγωγιμότητας με προσφορά θερμότητας, δ) αποδιέγερση του στη ζώνη σθένους και εκπομπή ορατού φωτός

Η ποσότητα του εκπεμπόμενου φωτός είναι ανάλογη της δόσης που δέχθηκε το υλικό, αφού ληφθούν υπ' όψη κάποιες διορθώσεις που αφορούν το φυσικό υπόβαθρο και τις διαφορές στην ποσότητα θερμοφωταυγούς υλικού, καθώς η ποσότητα του εκπεμπόμενου φωτός είναι και ανάλογη της μάζας του υλικού. Τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLD) είναι διαθέσιμα σε μορφή σκόνης, δισκίων, ραβδίων (Σχήμα 11) και η προαπαιτούμενη διαδικασία για τη χρήση τους ως δοσίμετρα είναι η ακόλουθη:

α) Έλεγχος ευαισθησίας

Η διαφορά στη μάζα του κάθε δοσιμέτρου, λόγω κατασκευής, καθιστά απαραίτητη την εύρεση της σχετικής απόκρισης του καθενός σε συγκεκριμένη δόση, σε σχέση με την απόκριση της ομάδας των δοσιμέτρων.

β) Βαθμονόμηση

Επειδή τα δοσίμετρα πραγματοποιούν σχετική μέτρηση δόσης και όχι απόλυτη και μάλιστα η απόκρισή τους εξαρτάται από την ενέργεια της προσπίπτουσας ακτινοβολίας, απαιτείται η βαθμονόμηση τους συναρτήσει της δόσης για τις ενέργειες ενδιαφέροντος.

Δοσίμετρα θερμοφωταύγειας που χρησιμοποιούνται συνηθέστερα στις ιατρικές εφαρμογές είναι LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu,P και Li<sub>2</sub>B<sub>4</sub>O<sub>7</sub>:Mn, εξαιτίας της

ευχρησίας τους και τις ισοδυναμίας τους προς τον ιστό, ως προς την απορρόφηση ακτινοβολίας. Άλλα TLD που χρησιμοποιούνται εξαιτίας της μεγάλης τους ευαισθησίας είναι  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  και  $\text{CaF}_2:\text{Mn}$ .



Σχήμα 11

#### Γ.4.4 Μέθοδοι δοσιμετρίας ασθενών

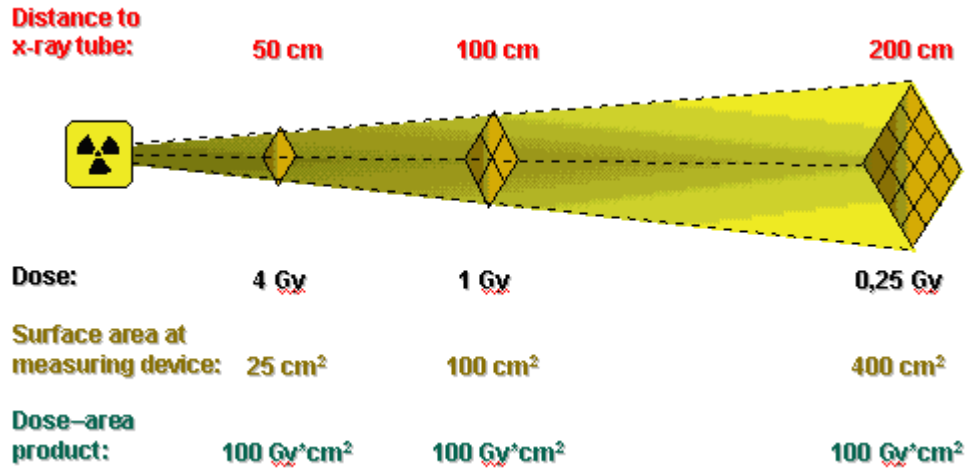
Οι συνιστώμενες μέθοδοι από το ‘National Protocol of patient Dose measurements in Diagnostic Radiology’, (NRPB, 1992b), για τη μέτρηση των δόσεων του ασθενούς είναι:

- *Μέτρηση της Δόσης Εισόδου Επιφανείας (ESD)*

Η Δόση Εισόδου Επιφανείας ορίζεται ως η απορροφούμενη δόση στον αέρα στο σημείο όπου ο κεντρικός άξονας της δέσμης συναντά το δέρμα του ασθενούς συμπεριλαμβανόμενης της οπισθοσκεδαζόμενης ακτινοβολίας (NRPB,1992). Καταλληλότερο μέσο για τη δοσιμετρία ΔΕΕ στις κλασσικές ακτινολογικές εξετάσεις, είναι τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας TLD, τα οποία λόγω του μικρού μεγέθους τοποθετούνται στο ακριβές σημείο στο δέρμα, επί του κέντρου της δέσμης, χωρίς να φαίνονται στην ακτινολογική εικόνα.

- *Μετρήσεις γινομένου δόσης – επιφανείας (DAP)*

Το γινόμενο δόσης – επιφανείας (Dose Area Product) χρησιμοποιείται κυρίως σε ακτινολογικές εξετάσεις όπου μεταβάλλεται η θέση της λυχνίας. Η μέτρηση είναι ανεξάρτητη από τη θέση αυτή αφού η ελάττωση της έκθεσης με το τετράγωνο της απόστασης αντισταθμίζεται από την αύξηση του πεδίου, ανάλογα, με το τετράγωνο της ίδιας απόστασης (Σχήμα 12).



Σχήμα 12. Το γινόμενο δόσης επιφανείας είναι ανεξάρτητο από την απόσταση μέτρησης.

Το γινόμενο δόσης – επιφανείας εκφράζεται σε μονάδες Gy cm<sup>2</sup>. Κατάλληλο μέσο για τη μέτρηση του γινομένου δόσης – επιφανείας είναι ο ειδικός θάλαμος ιονισμού τύπου DAP, παραλληλεπίπεδος, διαφανής στην ακτινοβολία και στο φωτεινό πεδίο, βαθμονομημένος σε δόση επί εμβαδόν (Εικόνα 10). Ο θάλαμος αναρτάται έξω από το εξωτερικό κέλυφος των ακτινολογικών λυχνιών, στο παράθυρο εξόδου της δέσμης.



Εικόνα 10

#### Γ.4.5 Σύγκριση μεθόδων δοσιμετρίας ασθενών

Οι διάφορες δοσιμετρικές μέθοδοι που προτείνονται, παρουσιάζουν πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα, που πρέπει κανείς να λαμβάνει υπόψη του, κατά την επιλογή τους:

##### α) Δοσιμετρία θερμοφωταύγειας

Πλεονεκτήματα χρήσης TLD

- Τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας είναι μικρά σε μέγεθος, συνεπώς μπορούν να

χρησιμοποιηθούν για δοσιμετρία σε καλά προσδιορισμένες θέσεις (καλή χωρική διακριτική ικανότητα).

- Είναι ευαίσθητα σε ευρεία περιοχή δόσεων.
- Το θερμοφωταυγές σήμα είναι ανεξάρτητο από τον ρυθμό δόσης.
- Μπορούν να διατηρήσουν το σήμα τους για σχετικά μεγάλη χρονική περίοδο, μετά την ακτινοβόλησή τους.
- Αρκετοί τύποι TLD είναι ισοδύναμοι με τον ανθρώπινο ιστό.
- Τα αποτελέσματα της δοσιμετρίας θερμοφωταύγειας μπορούν να συγκριθούν άμεσα για την ίδια ή διαφορετική τεχνική εξέτασης, στο ίδιο ή ανάμεσα σε διαφορετικά Νοσοκομεία.

#### Μειονεκτήματα χρήσης TLD

- Το σύστημα της δοσιμετρίας με TLD είναι σχετικό και όχι απόλυτο, δηλαδή είναι απαραίτητη η βαθμονόμησή τους ως προς ένα απόλυτα βαθμονομημένο δοσίμετρο (π.χ. θάλαμος ιονισμού). Η διαδικασία της βαθμονόμησης γίνεται με συγκεκριμένη πειραματική διάταξη και είναι ορθό να επαναλαμβάνεται συχνά. Επίσης υπάρχει εισαγωγή επιπλέον σφαλμάτων στον υπολογισμό της δόσης.
- Υπάρχει δυσκολία στη χρήση σε ένα πολυάσχολο τμήμα.
- Οι μετρήσεις με TLD απαιτούν υποστήριξη από ειδικό εξοπλισμό και περιλαμβάνουν ενέργειες έξω από την κανονική ακτινογραφική τεχνική.
- Οποιαδήποτε φθορά ή ρύπανση στην επιφάνεια του TLD, επιφέρει μεταβολή στην ευαισθησία του.
- Το θερμοφωταυγές σήμα εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τη συγκέντρωση των προσμίξεων. Αυτό, σε συνδυασμό με το ιστορικό των κύκλων ακτινοβόλησης και θέρμανσης που έχει υποστεί το δοσίμετρο, καθιστούν δύσκολο τον ακριβή προσδιορισμό των ιδιοτήτων κάθε TLD. Για τον λόγο αυτό παρατηρούμε σημαντικές διαφορές ακόμα και σε TLD που αρχικά είχαν καταταγεί στην ίδια ομάδα.

#### **β) Μέτρηση γινομένου δόσης – επιφανείας**

Πλεονεκτήματα χρήσης θαλάμου μέτρησης γινομένου δόσης – επιφανείας (DAP)

- Το δοσίμετρο είναι άμεσα διαθέσιμο και εύκολο στη χρήση, για τις μετρήσεις στον ασθενή.

- Τα αποτελέσματα είναι άμεσα διαθέσιμα μετά την εξέταση.
- Δεν υπάρχει διαταραχή του ασθενούς.
- Στις σύνθετες εξετάσεις, τα αποτελέσματα μπορούν να διαχωριστούν για τις ακτινογραφικές και τις ακτινοσκοπικές εκθέσεις.
- Η χρήση του βοηθά στον έλεγχο της δόσης κατά την πορεία της ακτινοσκοπικής εξέτασης και συνεπώς, στην προσπάθεια περιορισμού της έκθεσης του ασθενούς.

Μειονεκτήματα χρήσης δοσιμέτρου μέτρησης γινομένου δόσης – επιφανείας

- Τα αποτελέσματα των μετρήσεων δεν είναι δυνατόν να διαχωρίσουν, αν τυχούσες υψηλές τιμές είναι συνέπεια υψηλής έκθεσης, ή μεγάλου μεγέθους πεδίου ακτινοβολήσης.
- Δεν είναι δυνατόν να γίνει απευθείας σύγκριση των μετρήσεων μέσω DAP με μετρήσεις μέσω TLD, εκτός εάν είναι γνωστά το μέγεθος πεδίου και το υλικό οπισθοσκέδασης.
- Όταν η δέσμη εκτείνεται εκτός του σώματος του ασθενούς, οι μετρήσεις δεν σχετίζονται με την δόση στον ασθενή.

Η χρήση και εναλλαγή πολλαπλών διαφορετικών πεδίων ακτινογραφιών και ακτινοσκοπήσεων καθιστά επιβεβλημένη την χρήση DAP στις υπό μελέτη εξετάσεις κυστεοουρηθρογραφιών και βαριούχων γευμάτων. Η μη διαταραχή των παιδιών-εξεταζόμενων, η μη παρεμπόδιση των κινήσεων του προσωπικού, η εύκολη και άμεση καταγραφή των αποτελεσμάτων και η μη έκθεση του σε πιθανά ατυχήματα λόγω της χρήσης σκιαγραφικών υγρών είναι επιπρόσθετοι λόγοι για την επιλογή τους.

## **Γ.5 ΠΡΟΣΟΜΕΙΩΣΗ MONTE CARLO**

### **Γ.5.1 Εισαγωγή στη μέθοδο MONTE CARLO**

Η μέθοδος Monte Carlo αποδίδει αριθμητικές λύσεις, σε προβλήματα κατά τα οποία προσομοιώνεται η αλληλεπίδραση μεταξύ αντικειμένων ή μεταξύ αντικειμένων και του περιβάλλοντός τους, με βάση τις απλές σχέσεις που διέπονται μεταξύ τους. Αποτελεί μια προσπάθεια λειτουργικής αναπαράστασης της φύσης μέσω άμεσων



προσομοιώσεων των βασικών θεμελιωδών αρχών του εκάστοτε υπό εξέταση συστήματος. Υπό την έννοια αυτή η μέθοδος Monte Carlo αποδίδει λύσεις σε μακροσκοπικά συστήματα μέσω προσομοίωσης των μικροσκοπικών αλληλεπιδράσεων τους. Κάθε λύση προσδιορίζεται ως σύγκλιση που προκύπτει μετά από τυχαία δειγματοληψία των μικροσκοπικών σχέσεων και αλληλεπιδράσεων στο υπό εξέταση σύστημα. Έτσι κάθε διαδικασία εξεύρεσης μιας λύσης περιλαμβάνει επαναλαμβανόμενους υπολογισμούς οι οποίοι στο βαθμό που οι πολλές μικροσκοπικές αλληλεπιδράσεις μπορεί να προσομοιωθούν μαθηματικώς, μπορούν να εκτελεσθούν σε ηλεκτρονικό υπολογιστή.

Η μέθοδος Monte Carlo μπορεί να εφαρμοστεί οπουδήποτε είναι δυνατόν να εδραιωθεί η αντιστοιχία μεταξύ του επιθυμητού αποτελέσματος και της αναμενόμενης συμπεριφορά ενός στοχαστικού συστήματος. Στην περίπτωση που το υπό εξέταση πρόβλημα είναι πιθανολογικής ή στατιστική φύσης, οι Monte Carlo διαδικασίες εξεύρεσης λύσης περιλαμβάνουν άμεσες, ευθύς προσομοιώσεις. Σε αντίθετη όμως περίπτωση που το υπό εξέταση πρόβλημα είναι ντετερμινιστικής φύσεως, οι αντίστοιχες Monte Carlo διαδικασίες δεν είναι προφανής και άμεσες προσομοιώσεις αλλά μπορούν να δημιουργηθούν τεχνηέντως μετά από κάποιες αναγκαίες συμβάσεις και παραδοχές.

Υπάρχουν πολλά πεδία χρήσης της μεθόδου Monte Carlo, που εκτείνονται από τις κοινωνικές επιστήμες, τους υπολογισμούς για τη ροή της κυκλοφορίας ή της αύξησης του πληθυσμού μέχρι τα χρηματοοικονομικά, τη γενετική, την κβαντική χημεία, τη Φυσική των ακτινοβολιών και τη δοσιμετρία τους.

Σε θεωρητικό επίπεδο η «επιστήμη» εξηγεί τους μηχανισμούς με τους οποίους εξελίσσεται κάποιο φυσικό φαινόμενο. Η εκάστοτε «θεωρία» περιλαμβάνει ένα αριθμό συμβάσεων-θεωρήσεων (ενδεχομένως συνοδευόμενων με μαθηματικούς φορμαλισμούς που τις χαρακτηρίζουν) οι οποίες μπορούν να μετρηθούν και άρα να επαληθευτούν μέσω «πειραμάτων». Ιδανικά η συσχέτιση της θεωρίας με το πείραμα είναι άμεση επιτρέποντας την σαφή ερμηνεία του πειράματος. Αυτό γίνεται πράξη όταν η μαθηματική περιγραφή των μικροσκοπικών αλληλεπιδράσεων και οι μακροσκοπικές μετρήσεις στερούνται της ανάγκης περαιτέρω προσεγγίσεων. Όταν αυτό δεν είναι εφικτό μια προσομοίωση Monte Carlo μπορεί να εξυπηρετήσει ένα

διττό σκοπό. Μπορεί να παρέχει είτε μια μικρή διόρθωση σε μια κατά τα άλλα χρήσιμη-βάσιμη θεωρία ή μπορεί να χρησιμοποιηθεί άμεσα για να επαληθεύσει (ή να διαψεύσει) τη θεωρία των μικροσκοπικών αλληλεπιδράσεων. Σε ορισμένες περιπτώσεις οι μικροσκοπικές αλληλεπιδράσεις δεν είναι πλήρως γνωστές. Σε αυτή την περίπτωση η μέθοδος Monte Carlo προσδίδει μια προσαρμογή στη βασική θεωρία παρέχοντας ένα μηχανισμό που διευκολύνει την ανάπτυξή της. Σε κάποιες άλλες περιπτώσεις, οι μικροσκοπικές αλληλεπιδράσεις είναι γνωστές όπως για παράδειγμα στις ηλεκτρομαγνητικές αλληλεπιδράσεις υψηλής ενέργειας ηλεκτρονίων και φωτονίων όπου επαληθεύονται και πειραματικά. Οι Monte Carlo τεχνικές σε αυτές τις περιπτώσεις είναι ιδιαίτερα χρήσιμες όσον αφορά την πρόβλεψη των τροχιών των σωματιδίων υψηλής ενέργειας μέσω ανιχνευτών και άλλων πολύπλοκων διατάξεων. Σε αυτές τις περιπτώσεις η θεωρία δεν παρέχει ικανοποιητικά ακριβή και ολοκληρωτική περιγραφή των μικροσκοπικών και μακροσκοπικών φυσικών διεργασιών. Καθώς οι μετρήσεις σχεδιάζονται με βάση την θεωρία, η Monte Carlo μέθοδος συνεισφέρει στην ανάλυση του πειράματος και επιπροσθέτως επαληθεύει ή ακυρώνει τον προβλεπόμενο σχεδιασμό.

Κάθε σύστημα, το οποίο περιγράφεται (ή θα μπορούσε να περιγράφεται) από μια συνάρτηση κατανομής πιθανότητας, θα μπορούσε να προσομοιωθεί με την μέθοδο Monte Carlo. Τα κύρια μέρη της μεθόδου Monte Carlo είναι τα εξής:

- Η συνάρτηση κατανομής πιθανότητας που εκφράζει-περιγράφει το φυσικό ή μαθηματικό πρόβλημα,
- Η γεννήτρια τυχαίων αριθμών που παράγει τους αναγκαίους τυχαίους αριθμούς,
- Η τεχνική δειγματοληψίας της συνάρτησης κατανομής πιθανότητας,
- Η εκτίμηση σφάλματος η οποία είναι απαραίτητη για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων της μεθόδου μας,
- Οι τεχνικές μείωσης της διασποράς (variance reduction techniques) που έχουν ως στόχο τη μείωση του χρόνου που απαιτείται από μια προσομοίωση χωρίς καμία απώλεια στην ακρίβεια.

## Γ.5.2 Βασικά Στοιχεία Θεωρίας Πιθανοτήτων

### ΤΥΧΑΙΕΣ ΜΕΤΑΒΛΗΤΕΣ ΚΑΙ ΚΑΤΑΝΟΜΕΣ

Μια τυχαία μεταβλητή είναι μια μεταβλητή που μπορεί να πάρει περισσότερες από μία τιμές (γενικά ένα συνεχές εύρος τιμών), και η οποία ληφθείσα συγκεκριμένη τιμή δεν μπορεί να προβλεφθεί εκ των προτέρων. Αν και η τιμή της μεταβλητής είναι απρόβλεπτη, η κατανομή της μεταβλητής μπορεί να είναι γνωστή. Η κατανομή μιας τυχαίας μεταβλητής παρέχει την πιθανότητα μία δεδομένης τιμής (ή απειροελάχιστου εύρους τιμών). Ορίζουμε:

$$g(u)du = P[u < u' < u + du]$$

όπου η συνάρτηση  $g(u)$  είναι η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας της  $u$  και δίνει την πιθανότητα εύρεσης της τυχαίας μεταβλητής  $u'$  εντός εύρους τιμών  $du$  από μια τιμή  $u$ . Μερικές φορές είναι πιο βολική η χρήση του ολοκληρώματος της συνάρτησης κατανομής που ορίζεται ως:

$$G(u) = \int_{-\infty}^u g(x)dx, \quad g(u) = dG(u)/du.$$

Όπου  $G(u)$  είναι μια μονότονη συνάρτηση που λαμβάνει αυξανόμενες τιμές από μηδέν έως ένα, ενώ η  $g$  είναι πάντα κανονικοποιημένη ώστε το ολοκλήρωμα της για όλες τις  $u$  τιμές να είναι ένα.

Η λειτουργία μιας τυχαίας μεταβλητής μπορεί να θεωρηθεί και η ίδια μια τυχαία μεταβλητή, αν και κατανέμεται με διαφορετικό τρόπο από το όρισμά της. Οι συναρτήσεις  $G(u)$  και  $g(u)$  όπως ορίζονται παραπάνω, ωστόσο, δεν μπορούν να θεωρηθούν τυχαίες μεταβλητές επειδή είναι συναρτήσεις της μεταβλητής  $u$  αντί της τυχαίας μεταβλητής  $u'$ .

### ΑΝΑΜΕΝΟΜΕΝΗ ΤΙΜΗ, ΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗ, ΣΥΝΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗ

Η μαθηματικώς αναμενόμενη τιμή μιας συνάρτησης  $f(u')$  ορίζεται σαν τη μέση τιμή της συνάρτησης:

$$E(f) = \int f(u)dG(u) = \int f(u)g(u)du,$$

όπου  $G(u)$  είναι μια συνάρτηση κατανομής που παρέχει την κατανομή της ανεξάρτητης μεταβλητής  $u'$ . Συνήθως η μεταβλητή  $u'$  κατανέμεται ομοιογενώς μεταξύ  $a$  και  $b$ :

$$dG = du/(b-a),$$

ώστε η αναμενόμενη τιμή προκύπτει ως:

$$E(f) = \frac{1}{b-a} \int_a^b f(u) du .$$

Ομοίως η αναμενόμενη τιμή μιας μεταβλητής  $u'$  είναι η μέση τιμή της  $u$ :

$$E(u') = \int u dG(u) = \int u g(u) du.$$

Η διακύμανση μιας συνάρτησης ή μεταβλητής είναι η μέση τιμή του τετραγώνου της απόκλισης της από την αναμενόμενη τιμή:

$$V(f) = E[f - E(f)]^2.$$

Η τετραγωνική ρίζα της διακύμανσης ονομάζεται τυπική απόκλιση και έχει τις διαστάσεις του ορίσματός της.

Έστω  $X$  και  $Y$  δύο τυχαίες μεταβλητές με μέσες τιμές  $\mu_x$  και  $\mu_y$  αντίστοιχα. Ορίζουμε ως συνδιακύμανση των  $X$  και  $Y$ , και συμβολίζουμε με  $\text{Cov}(X, Y)$  την ποσότητα:

$$\text{Cov}(X, Y) = E[(X - \mu_x)(Y - \mu_y)]$$

Η συνδιακύμανση είναι ένα μέτρο του τρόπου με τον οποίο οι δύο τυχαίες μεταβλητές μεταβάλλονται από κοινού.

#### Ο ΝΟΜΟΣ ΤΩΝ ΜΕΓΑΛΩΝ ΑΡΙΘΜΩΝ

Ο νόμος των μεγάλων αριθμών εξετάζει την συμπεριφορά των αθροισμάτων μεγάλου αριθμού μεταβλητών. Αν επιλέξουμε  $n$  αριθμούς  $u_i$  τυχαία, με ομοιογενή πυκνότητα πιθανότητας στο διάστημα από το  $a$  μέχρι το  $b$ , και για κάθε  $u_i$  θεωρήσουμε την συνάρτηση  $f(u_i)$ , ο νόμος των μεγάλων αριθμών ορίζει ότι το άθροισμα των τιμών αυτών

των συναρτήσεων διαιρεμένο με το πλήθος  $n$ , θα συγκλίνει στην αναμενόμενη τιμή της συνάρτησης  $f$ . Έτσι καθώς το  $n$  γίνεται πολύ μεγάλο ισχύει:

$$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n f(u_i) \rightarrow \frac{1}{b-a} \int_a^b f(u) du$$

Για παράδειγμα εάν το αριστερό μέλος αποτελεί μια Monte Carlo εκτίμηση-υπολογισμό του ολοκληρώματος στο δεξιό μέλος, ο νόμος των μεγάλων αριθμών ορίζει πως κάτω από κάποιες προϋποθέσεις (που σχετίζονται με την απαίτηση για ολοκληρώσιμη, πεπερασμένη και έστω μερικώς συνεχή συνάρτηση) ο υπολογισμός συγκλίνει στην σωστή τιμή καθώς το μέγεθος του δείγματος  $n$  μεγαλώνει. Κάθε Monte Carlo υπολογισμός ενέχει και το ρίσκο ότι η προκύπτουσα σύγκλιση παρέχεται με συγκεκριμένη κάθε φορά πιθανότητα όσο μεγάλο και να είναι το μέγεθος του δείγματος  $n$ . Γι' αυτό και η τεχνική Monte Carlo πήρε το όνομά της από το διάσημο καζίνο Μονακό.

#### KΕΝΤΡΙΚΟ ΟΡΙΑΚΟ ΘΕΩΡΗΜΑ

Ενώ ο νόμος των μεγάλων αριθμών πληροφορεί ότι ο Monte Carlo υπολογισμός συγκλίνει στην σωστή τιμή για «άπειρο» μέγεθος του δείγματος  $n$ , το κεντρικό οριακό θεώρημα παρέχει πληροφορία για το πώς αυτή η εκτίμηση-σύγκλιση κατανέμεται για μεγάλο αλλά πεπερασμένο μέγεθος δείγμα  $n$ . Σύμφωνα με αυτό το θεώρημα το άθροισμα ενός μεγάλου αριθμού ανεξάρτητων τυχαίων αριθμών είναι πάντα κανονικά κατανεμημένο (π.χ. Gaussian κατανομή), ανεξάρτητα με τον τρόπο κατανομής των ανεξάρτητων τυχαίων μεταβλητών αρκεί να έχουν πεπερασμένες αναμενόμενες τιμές και διακυμάνσεις και ότι το μέγεθος δείγματος  $n$  είναι αρκετά μεγάλο. Το πόσο μεγάλο πρέπει να είναι το πλήθος  $n$  εξαρτάται από την εκάστοτε κατανομή αλλά στην πράξη η σύγκλιση στην κατανομή Gauss είναι αρκετά γρήγορη. Η κατανομή Gauss είναι πλήρως ορισμένη δοθείσης της αναμενόμενης τιμής της  $a$  και της διακύμανσης  $s^2$ :

$$f(x) = \frac{1}{s\sqrt{2\pi}} \exp [ -(x-a)^2 / 2s^2 ] .$$

Η αναμενόμενη τιμή και η διακύμανση της κατανομής Gauss προκύπτει αθροίζοντας ένα μεγάλο αριθμό από ανεξάρτητες τυχαίες μεταβλητές οι οποίες με τη σειρά τους εξαρτώνται από τις αναμενόμενες τιμές και διακυμάνσεις των μεμονωμένων κατανομών και που αθροίζονται αφού υπολογιστούν.

### Γ.5.3 Γεννήτριες Τυχαίων Αριθμών

Οι Monte Carlo υπολογισμοί απαιτούν τη χρήση μεγάλου πλήθους και υψηλής ποιότητας τυχαίων αριθμών. Ένας τυχαίος αριθμός θα μπορούσε να έχει οποιαδήποτε συγκεκριμένη τιμή μιας συνεχούς τυχαίας μεταβλητής κατανεμημένης στο εύρος μιας μονάδας. Το ζητούμενο χαρακτηριστικό της υψηλής ποιότητας προκύπτει λόγω της ιδιαίτερης απαίτησης για την τυχειότητα που πρέπει να εκπληρώνουν οι συνήθεις χρησιμοποιούμενες ακολουθίες αριθμών. Η ποιότητα μιας υπό εξέταση τυχαίας ακολουθίας αριθμών μπορεί να διαπιστωθεί μόνο μετά από μια πολύ προσεκτική ανάλυση και δοκιμών.



Σχήμα 13

Τυχαίοι αριθμοί μπορούν να ληφθούν με πολλούς τρόπους π.χ.

- Από ένα χαοτικό σύστημα, όπως οι αριθμοί που κληρώνουν στο Lotto ή τα αποτελέσματα τροχού ρουλέτας (Σχήμα 13).
- Από ένα φαινόμενο που είναι από την φύση του τυχαίο, όπως οι ραδιενεργές διασπάσεις ή η κοσμική ακτινοβολία.

- Από πίνακες τυχαίων αριθμών, που έχουν κατασκευαστεί με διάφορους τρόπους. Για τις περισσότερες όμως εφαρμογές, ο αριθμός των περιεχομένων τυχαίων αριθμών στους πίνακες δεν είναι αρκετά μεγάλος.
- Δημιουργία ψευδοτυχαίων αριθμών. Οι αριθμοί αυτοί παράγονται με αλγόριθμους σε ηλεκτρονικούς υπολογιστές, κατά τρόπο που να εμφανίζουν τα χαρακτηριστικά των πραγματικά τυχαίων αριθμών, με αρκετά καλή προσέγγιση. Το 1<sup>ο</sup> συνθετικό "ψεύδο" του χαρακτηρισμού τους ομολογεί την μη στοχαστική διαδικασία παραγωγής τους.

Η τελευταία μέθοδος είναι σήμερα η σχεδόν αποκλειστικά εφαρμοζόμενη και οι αλγόριθμοι ονομάζονται “γεννήτριες τυχαίων αριθμών”. Μερικές από τις τεχνικές γένεσης ψευδοτυχαίων αριθμών που έχουν αναπτυχθεί είναι:

- Η linear congruential γεννήτρια (LCGs)
- Η parallel linear congruential γεννήτρια (PLCGs)
- Η Multiple recursive γεννήτρια (MRGs)
- Η inversive congruential γεννήτρια (ICGs)
- Η explicit inversive congruential γεννήτρια (EICGs)
- Η Fibonacci
- Η Tausworthe γεννήτρια
- Η Ranmar γεννήτρια
- Η Acarry γεννήτρια.
- 

#### **Γ.5.4 Βασικά Στοιχεία Τεχνικών Δειγματοληψίας**

Ο στόχος οποιασδήποτε διαδικασίας Monte Carlo είναι να επιλέξει και να χρησιμοποιήσει ανεξάρτητα τυχαία δείγματα ακολουθώντας τους νόμους των πιθανοτήτων μέσω ενδιάμεσων σταδίων κάνοντας πάντα χρήση ανεξάρτητων τυχαίων αριθμών.

Υπάρχουν πολλές τεχνικές δειγματοληψίας τις οποίες μια προσομοίωση Monte Carlo μπορεί να χρησιμοποιήσει για να δειγματολογήσει τυχαία (με τη χρήση τυχαίων αριθμών) από τις συναρτήσεις κατανομών πιθανότητας. Μερικές από αυτές είναι: η Τεχνική της αντιστροφής, η Τεχνική της αριθμητικής αντιστροφής, η Τεχνική της απόρριψης και η δειγματοληψία σημασίας:

- Τεχνική της αντιστροφής

Η πιο χρήσιμη τεχνική, είναι του περιορισμού του προβλήματος μέσω της "αντιστροφής". Η όλη διαδικασία περιγράφεται από το επόμενο θεώρημα.

Έστω  $x$  τυχαία μεταβλητή με συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας  $f(x)$  και αθροιστική συνάρτηση κατανομής  $F(x)$  και έστω  $t$  ένας ομοιόμορφα καταναμημένος αριθμός στο  $[0, 1)$ . Τότε η πιθανότητα επιλογής της τυχαίας μεταβλητής  $x'$  (ίδιου τύπου με την  $x$ ) θα δίνεται από την σχέση:

$$t = F(x') = \int_{-\infty}^{x'} f(x) dx$$

Η σχέση ισχύει διότι η μεταβλητή  $x'$  έχει την ίδια αθροιστική συνάρτηση κατανομής με την  $x$ . Με αυτήν την τεχνική, δειγματοληπτώντας την  $x'$ , εξάγουμε συμπεράσματα για την  $x$ . Όταν η διαδικασία γίνεται με αναλυτικό τρόπο, ονομάζεται *τεχνική αναλυτικής αντιστροφής (analytical inverse)*.

- Τεχνική της αριθμητικής αντιστροφής

Επειδή όμως η αναλυτική αντιστροφή συχνά είναι χρονοβόρα διαδικασία ή και αναλυτικώς αδύνατη, εφαρμόζεται και η μέθοδος της *αριθμητικής αντιστροφής (numerical inverse)*, με κύριο χαρακτηριστικό την αντικατάσταση της αθροιστικής συνάρτησης κατανομής από βηματική συνάρτηση. Μειονέκτημα της αριθμητικής αντιστροφής αποτελεί η χρήση μεγάλου μέρους μνήμης.

- Τεχνική της απόρριψης

Η αξιόλογη τεχνική της *απόρριψης (rejection)* εφαρμόζεται, όταν ο υπολογισμός της κατανομής  $f(x)$  είναι εύκολος. Εάν  $(x_{\min}, x_{\max})$  είναι το πεδίο ορισμού της μεταβλητής  $x$ , με  $r_1$  και  $r_2$  να ανήκουν στο  $[0,1)$ , τότε λαμβάνεται μία δοκιμαστική τιμή  $x_\delta$  από την σχέση

$$x_\delta = x_{\min} + (x_{\max} - x_{\min}) \times r_1$$

Έστω ότι  $f_{\text{μέγιστο}}$  είναι μία τιμή τέτοια ώστε:  $f_{\text{μέγιστο}} \geq f(x)$ . Εάν η τιμή  $x_\delta$  είναι τέτοια ώστε:



$$f(x_\delta) > r_2 \times f_{\text{μέγιστο}}$$

τότε η  $x_\delta$  γίνεται αποδεκτή, διαφορετικά απορρίπτεται. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται όσο χρειάζεται. Η μέθοδος αυτή δεν είναι αποδοτική εάν η κατανομή  $f(x)$  παρουσιάζει μία ή περισσότερες μεγάλες κορυφές, γιατί τότε οι δοκιμαστικές τιμές δεν γίνονται συχνά αποδεκτές και χρειάζονται πολλές επαναλήψεις μέχρι να συμβεί μία επιτυχία. Επίσης η μέθοδος δεν μπορεί να εφαρμοστεί, όταν δεν είναι δυνατός ο προσδιορισμός της  $f_{\text{μέγιστο}}$  ή όταν το πεδίο ορισμού της  $x$  είναι απεριόριστο.

- Τεχνική δειγματοληψίας σημασίας (importance sampling). Όταν τόσο η τεχνική της απόρριψης, όσο και η τεχνική της αντιστροφής δεν είναι αποδοτικές, τότε εφαρμόζεται η μέθοδος της δειγματοληψίας σημασίας (importance sampling). Στην μέθοδο αυτή η συνάρτηση κατανομής  $f(x)$ , αντικαθίσταται από μία άλλη προσεγγιστική της μορφή,  $f_{\text{πρ}}(x)$ , για την οποία η τεχνική της αντιστροφής μπορεί να εφαρμοστεί. Με την προσεγγιστική συνάρτηση κατανομής παράγουμε δοκιμαστικές τιμές  $x$  τις οποίες δεχόμαστε με πιθανότητα ανάλογη του λόγου

$$w = f(x) / f_{\text{πρ}}(x).$$

Επίσης στην βιβλιογραφία αναφέρεται και η τεχνική σύνθεσης (composition technique). Στην τελευταία κατηγορία ανήκει και η μέθοδος της δειγματοληψίας από την εκθετική κατανομή (Marsaglia, 1961).

### Γ.5.5 Εκτίμηση Ακρίβειας Υπολογισμών

Η εκτίμηση του μεγέθους της ανακρίβειας-σφάλματος ενός υπολογισμού είναι απαραίτητη για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων. Η ποσότητα  $x$  που υπολογίζεται κατά τη διάρκεια μιας προσομοίωσης Monte Carlo αποτελεί ένα “score” ή “tally”. Το αποτέλεσμα που προκύπτει από ένα υπολογισμό Monte Carlo πρέπει για να είναι αξιολογήσιμο να συνοδεύεται από την αντίστοιχη τιμή ανακρίβειας με την οποία προκύπτει. Εάν προσομοιώσουμε  $N$  διαφορετικές ιστορίες και  $x_i$  είναι το score (η τιμή του  $x$ ) της  $i^{\text{ης}}$  ιστορίας τότε:

$$\bar{x} = (1/N) \sum_{i=1}^N x_i$$

είναι η μέση τιμή της του  $x$ , η αντίστοιχη διακύμανση με την κατανομή των  $x_i$  είναι:

$$s_x^2 = \left(\frac{1}{N-1}\right) \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 = \left(\frac{1}{N-1}\right) \sum_{i=1}^N (x_i^2 - (\bar{x})^2).$$

Η εκτιμώμενη διακύμανση του  $\bar{x}$  αποτελεί το εκτιμώμενο σφάλμα του ή ανακρίβειά του και είναι:

$$s_{\bar{x}}^2 = s_x^2 / N$$

τελικά το τελικό αποτέλεσμα προκύπτει ως:

$$X = \bar{x} \pm s_{\bar{x}}$$

Η εκτιμώμενη μέση τιμή  $\bar{x}$  είναι μια προσέγγιση της πραγματικής μέσης τιμής  $\mu$  και η εκτιμώμενη διακύμανση  $s_x^2$  είναι προσέγγιση της πραγματικής διακύμανσης  $\sigma_x^2$ . Το γεγονός αυτό εκφράζεται στον τύπο υπολογισμού της διακύμανσης με τη χρήση του παράγοντα  $N-1$  αντί για  $N$  στον παρανομαστή. Σε περιπτώσεις που ο παραπάνω ευθύς τρόπος υπολογισμού της αβεβαιότητας δεν είναι εφικτός ή σημαντικά πολύπλοκος επιλέγεται η μέθοδος υπολογισμού των αβεβαιοτήτων ανά κλάδο. Σε αυτή την περίπτωση διαχωρίζεται το πλήθος  $N$  ιστοριών σε  $n$  στατιστικούς κλάδους που περιλαμβάνουν  $N/n$  ιστορίες ο καθένας. Η εκτιμώμενη τιμή που υπολογίζεται για κάθε ένα από τους κλάδους είναι:

$$x_j = \sum_{i=1}^n (x_i)$$

για τον  $j$  κλάδο. Η μέση τιμή του  $x$  είναι:

$$\bar{x} = (1/N) \sum_{j=1}^n x_j.$$

Η διακύμανση που αντιστοιχεί στην κατανομή των  $x_i$  είναι:

$$s_x^2 = \left(\frac{1}{n-1}\right) \sum_{j=1}^n (x_j - \bar{x})^2 = \left(\frac{1}{n-1}\right) \sum_{j=1}^n (x_j^2 - (\bar{x})^2).$$

Η εκτιμώμενη διακύμανση του  $\bar{x}$  γίνεται:

$$s_{\bar{x}}^2 = s_x^2 / n$$

και το τελικό αποτέλεσμα μπορεί να εκφραστεί ως:

$$x = \bar{x} \pm s_{\bar{x}}.$$

Για  $m$  ανεξάρτητες Monte Carlo προσομοιώσεις ισχύει:

$$\bar{x} = \sum_{K=1}^m (N_K/N) \bar{x}_k$$

Όπου  $\bar{x}_k$  είναι η τιμή του  $\bar{x}$  της  $k^{\text{στης}}$  προσομοίωσης και  $N_k$  είναι ο αριθμός των ιστοριών στην  $k^{\text{στης}}$  προσομοίωσης. Ο συνολικός αριθμός ιστοριών δίδεται από τον τύπο:

$$N = \sum_{K=1}^m (N_K).$$

Η εκτιμώμενη διακύμανση του  $\bar{x}_k$  είναι:  $s_{x_k}^2$  και του δείγματος  $S_x^2$  γίνεται:

$$S_x^2 = (1/N) \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2$$

Και η εκτιμώμενη διακύμανση του  $\sigma^2$  ή  $S_x^2$  γίνεται:

$$s_x^2 = (1/N) \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2 = \left(\frac{N}{N-1}\right) S_x^2$$

όπου  $\mu$  είναι η πραγματική μέση τιμή των  $N$  ανεξάρτητων μετρήσεων του  $x$ . Έτσι η εκτιμώμενη διακύμανση  $S_x^2$  παρέχεται από:

$$S_x^2 = \left(\frac{1}{N-1}\right) \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2,$$

και η εκτιμώμενη διακύμανση του μέσου είναι:

$$S_{\bar{x}}^2 = \left[\frac{1}{N(N-1)}\right] \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2$$

### Γ.5.6 Τεχνικές ελάττωσης διακύμανσης

Η απόδοση υπολογισμού μιας Monte Carlo προσομοίωσης αυξάνεται όσο ο χρόνος που απαιτείται για την πραγματοποίησή μειώνεται και όσο μειώνεται η αντίστοιχη διακύμανση. Έτσι για την απόδοση  $\epsilon$  ισχύει:

$$\epsilon \approx 1/t\sigma^2$$

όπου  $t$  είναι ο χρόνος που απαιτείται για να ολοκληρωθεί η προσομοίωση και  $\sigma^2$  είναι η διακύμανση της δειγματοληψίας. Ο χρόνος των προσομοιώσεων εξαρτάται από την υπολογιστική ισχύ των χρησιμοποιούμενων ηλεκτρονικών υπολογιστών η προσπάθεια για αύξηση της απόδοσης εστιάζεται στην μείωση του  $\sigma^2$ .

Μερικές από τις γνωστότερες τεχνικές ελάττωσης της διακύμανσης είναι:

- Ενεργειακό κατώφλι (Energy cut off)
- Χρονικό όριο (Time cut off)
- Γεωμετρικός διαχωρισμός με ρωσική ρουλέτα (geometry splitting with Russian roulette)
- Ενεργειακός διαχωρισμός με ρωσική ρουλέτα (energy splitting / roulette)
- Κκατώφλι στατιστικού βάρους (weight cut off)

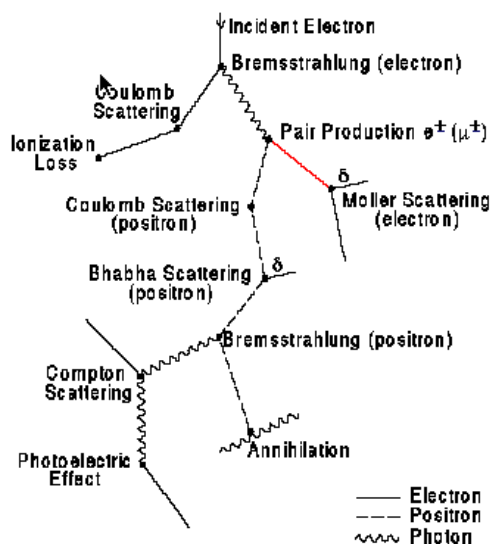
- Βάρος παραθύρου (weight window)
- Εκθετικός μετασχηματισμός (exponential transform)
- Εξαναγκασμένη σύλληψη (implicit )
- Εξαναγκασμένες συγκρούσεις (forced collisions)
- Εξαναγκασμός μεταβλητής της πηγής (source variable biasing)
- Tally σημειακού ανιχνευτή
- Σφαίρα DXTRAN
- Συσχετιζόμενη δειγματοληψία (correlated sampling)

## Γ.6 Ο ΚΩΔΙΚΑΣ MCNP5

### Γ.6.1 Γενική περιγραφή

Ο κώδικας Monte Carlo MCNP5 είναι γενικής χρήσης και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για προσομοίωση αλληλεπιδράσεων νετρονίων, φωτονίων, ηλεκτρονίων ή και των συνδυασμών τους. Το φάσμα ενεργειών των νετρονίων που μπορεί ο κώδικας να προσομοιώσει εκτείνεται από τα 10-11 MeV μέχρι τα 20 MeV για όλα τα ισότοπα (για μερικά από αυτά φτάνει ως τα 150 MeV). Το αντίστοιχο ενεργειακό εύρος για τα φωτόνια εκτείνεται από το 1 keV ως το 100 GeV ενώ για τα ηλεκτρόνια από 1 keV ως το 1 GeV. Ο κώδικας χρησιμοποιεί εικονικό τρισδιάστατο χώρο, από υλικά τα οποία βρίσκονται σε κελιά-κυψέλες που ορίζονται από μαθηματικές επιφάνειες πρώτου και δευτέρου βαθμού ενώ μπορούν να χρησιμοποιηθούν και ορισμένες ιδιόμορφες επιφάνειες. Για τις αλληλεπιδράσεις χρησιμοποιούνται οι πίνακες δεδομένων ενεργών διατομών ENDF/B-VI8. Όσον αφορά τα φωτόνια, λαμβάνονται υπόψη τα εξής φαινόμενα: ασύμφωνη και σύμφωνη σκέδαση, φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας μετά από φωτοηλεκτρικό, δίδυμη γένεση με τοπική εκπομπή ακτινοβολίας εξαΰλωσης και ακτινοβολία πέδησης. Αντιστοίχως, για τα ηλεκτρόνια (και ποζιτρόνια) λαμβάνονται υπόψη οι γωνιακές εκτροπές λόγω σκεδάσεων Coulomb, οι ενεργειακές απώλειες

κρούσεων, οι παραγωγή δευτερογενών σωματιδίων συμπεριλαμβανομένων των K ακτίνων X των ηλεκτρονίων Auger, της ακτινοβολίας bremsstrahlung και της γ ακτινοβολίας από την εξαύλωση ποζιτρονίων (Σχήμα 14) .



Σχήμα 14

Κάθε προσομοίωση με τον κώδικα MCNP5 (Εικόνα 11) περιλαμβάνει κάποια κύρια μέρη που περιγράφουν το υπό εξέταση πρόβλημα χρησιμοποιώντας τα αντίστοιχα κάθε φορά δεδομένα. Επιγραμματικά τα μέρη αυτά είναι:

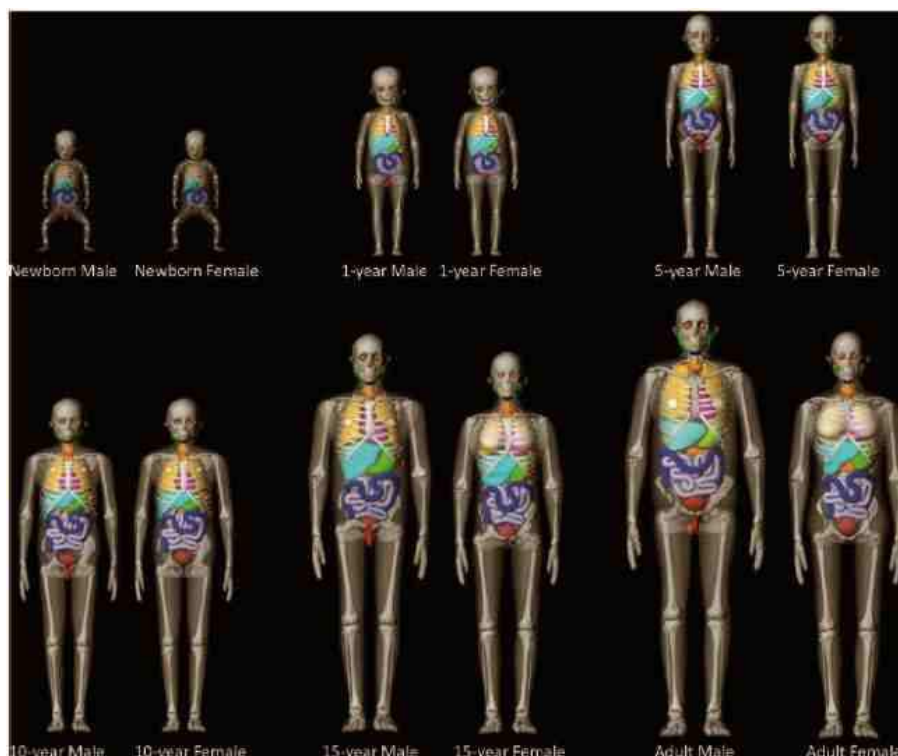
- Ο προσδιορισμός της γεωμετρίας του προβλήματος,
- Η επιλογή και περιγραφή των χρησιμοποιούμενων υλικών σε συνδυασμό με τη χρήση των κατάλληλων ενεργών διατομών,
- Η γεωμετρία και τα χαρακτηριστικά των πηγών ακτινοβολίας,
- Η επιλογή του είδους (των μεγεθών) των υπολογισθέντων αποτελεσμάτων (tallies).
- Των χρησιμοποιούμενων τεχνικών ελάττωσης διακύμανσης.

### Γ.6.2 Γεωμετρία προβλήματος

Ο κώδικας χρησιμοποιεί ένα εικονικό τρισδιάστατο σύστημα συντεταγμένων, που περιλαμβάνει υλικά σε γεωμετρικά κελιά-κυψέλες που ορίζονται από μαθηματικές επιφάνειες πρώτου και δευτέρου βαθμού και ελλειψοειδής δομές



## Γ.7 ΑΝΘΡΩΠΟΜΟΡΦΑ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ (PHANTOMS)



Σχήμα 15

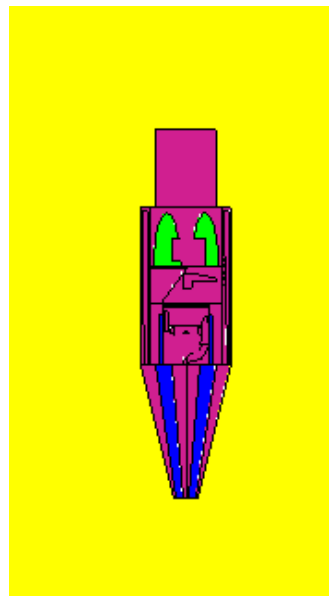
Τα ανθρωπόμορφα ομοιώματα αποτελούν φυσικές ή εικονικές αναπαραστάσεις του ανθρωπίνου σώματος και στην Ιατρική Φυσική χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό της απορροφούμενης δόσης από ακτινοβολία από τα όργανα και τους ιστούς (Σχήμα 15). Σαν παράδειγμα φυσικού ομοιώματος μπορεί να αναφερθεί το Alderson-Rando ομοίωμα (Εικόνα 12) που χρησιμοποιείται ευρέως για αντιπροστατευτικούς σκοπούς. Αποτελείται από υλικά που προσομοιάζουν τα ανθρώπινα και η γεωμετρική κατανομή τους ακολουθεί αυτή του πραγματικού ανθρώπινου σώματος. Η σημειακή μέτρηση των δόσεων (π.χ με TLD) είναι εφικτή αλλά ο υπολογισμός της συνολικής δόσης των περισσότερων οργάνων είναι ανέφικτος. Η δημιουργία και ανάπτυξη μαθηματικών ανθρωπόμορφων ομοιωμάτων βοήθησε στην λύση τέτοιου είδους προβλημάτων. Στα μαθηματικά ομοιώματα το μέγεθος το σχήμα του σώματος αλλά και των οργάνων και των ιστών που περικλείει περιγράφονται από μαθηματικές εξισώσεις εκφράζουν συνθέσεις και τομές επιφανειών, κυκλικές ή ελλειπτικούς κυλίνδρους, σφαίρες, κώνους ή υπερβολές (Σχήμα 16). Όσον αφορά τη διέλευση της ακτινοβολίας διαμέσου τέτοιου είδους ομοιωμάτων είναι εφικτός κάθε υπολογισμός της εναποτιθέμενης ενέργειας στους



ιστούς (όργανα) λόγω της αλληλεπίδρασης της ακτινοβολίας με το υλικό τους. Έτσι καθίσταται δυνατός ο υπολογισμός της δόσης οργάνου αφού είναι γνωστή και η μάζα του.



Εικόνα 12



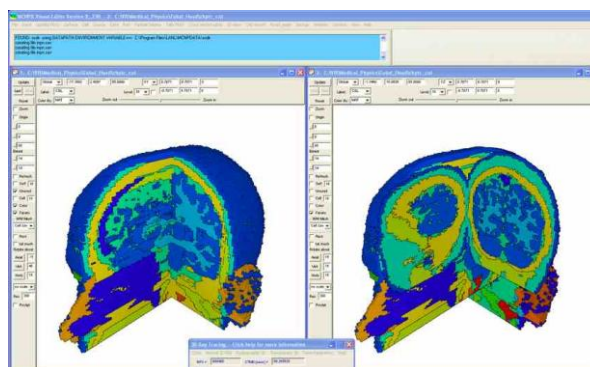
Σχήμα 16

Οι Fisher και Snyder (1967, 1968) πρώτοι εισήγαγαν τέτοιου ερμαφρόδιτα μαθηματικά ομοιώματα. Μέσω του Report of the Task Group on Reference Man, Publication No 23 (ICRP 1975) το αναπτύχθηκε περαιτέρω από τον Snyder και άλλους (1974, 1978). Έκτοτε το συγκεκριμένο ομοίωμα πήρε τον χαρακτηρισμό 'MIRD5 phantom' (Medical Internal Radiation Dose Committee (MIRD)). Το MIRD5 ομοίωμα έχει αποτελέσει τη βάση για τη δημιουργία άλλων ομοιωμάτων που αναπαριστούν βρέφη και παιδιά διαφόρων ηλικιών (Cristy 1980), ή και διαφορετικού φύλου ενηλίκους ADAM και EVA (Kramer et al 1982) αλλά και ομοιώματα που αναπαριστούν εγκύους (Stabin et al 1995). Τα σωματομετρικά δεδομένα αλλά και οι μάζες των οργάνων από τα μαθηματικά ομοιώματα που βασίζονται στη MIRD δομή είναι σε συμφωνία με αυτά του πρότυπου ανθρώπου (ICRP 1975). Παρόλο που τα μαθηματικά ομοιώματα έδωσαν λύση στο πρόβλημα του προσδιορισμού της δόσης οργάνων, παραμένει το ερώτημα της ρεαλιστικής γεωμετρικής αναπαράστασης του σώματος και των οργάνων. Για να βελτιωθεί η παραπάνω γεωμετρική προσομοίωση δημιουργήθηκαν τομογραφικά ή ομοιώματα voxel. Τα τομογραφικά ομοιώματα δημιουργούνται μετά από σάρωση του ανθρωπίνου σώματος από υπολογιστικό

τομογράφο (CT) ή από μαγνητικό τομογράφο (MRI). Κάθε εικόνα αποτελείται από ένα πίνακα στοιχειωδών επιφανειών – κυψελίδων (pixels) , των οποίων ο αριθμός εξαρτάται από την επιλεγόμενη ανάλυση κατά την πραγματοποίηση της σάρωσης. Μια αλληλουχία τέτοιων εικόνων-πινάκων pixels ορίζει ένα τρισδιάστατο πίνακα αποτελούμενο από στοιχειώδεις δομές όγκου (voxels). Έτσι κάθε ιστός ή όργανο περιλαμβάνει και ορίζεται από ένα συγκεκριμένο αριθμό voxels. Σε αντίθεση με τα μαθηματικά ομοιώματα τα τομογραφικά – voxel ομοιώματα αποτελούν ρεαλιστικές αναπαραστάσεις του ανθρώπινου σώματος. Τομογραφικά – voxel ομοιώματα έχουν δημιουργηθεί από τους Gibbs και άλλους (1984), τον Williams και άλλους (1986), Veit και άλλους (1989) με δημιουργία και παιδιατρικών ομοιωμάτων αλλά και την τομογραφική εκδοχή του Rando ομοιώματος. Άλλες ‘οικογένειες’ τομογραφικών ομοιωμάτων δημιουργήθηκαν παράλληλα από τους Petoussi-Henss και άλλους (2002), τον Fill και άλλους (2004), τον Zubal και άλλους (1994a, 1994b, 1995, Εικόνα13). Ο Dimbylow (1995) δημιούργησε το voxel phantom NORMAN το οποίο βασίστηκε σε δεδομένα προερχόμενα από MRI σάρωση ενός υγιούς ανθρώπου. Τα παραγόμενα voxels τροποποιήθηκαν έτσι ώστε οι τα σωματομετρικά δεδομένα του NORMAN να προσομοιάζουν αυτά του πρότυπου ενήλικου ανδρός (Male Reference Adult, ICRP 1975). Στη συνέχεια βασισμένοι σε δεδομένα δημοσιευμένα από τον Zubal (2001), ο Kramer και άλλοι (2003) ανέπτυξαν το ομοίωμα MAX(MaleAdult voXel, Σχήμα 17) το οποίο εκπλήρωνε τις απαιτήσεις του νέου προτύπου ενήλικου ανδρός (Male Reference Adult, ICRP in Report No 89, ICRP 2003) και συνέχεια την αντίστοιχη θηλυκή εκδοχή, FAX (Female Adult voXel, 2004). Σαν ένα μειονέκτημα των τομογραφικών ομοιωμάτων μπορεί να αναφερθεί το γεγονός της ‘υποκειμενικής’ προσομοίωσης του ανθρώπινου σώματος αφού αφορούν εξατομικευμένα το σώμα από το οποίο προέρχονται (το οποίο σαρώθηκε τομογραφικά).



Σχήμα 17



Εικόνα 13

## **Δ. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

## Δ.1 ΣΚΟΠΟΣ

Η Διαγνωστική Ακτινολογία αποτελεί μια σημαντική και αυξανόμενη πηγή έκθεσης του πληθυσμού σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Τα παιδιά αποτελούν ιδιαίτερη ομάδα εξεταζομένων στη διαγνωστική ακτινολογία, έχοντας μεγαλύτερη πιθανότητα για εμφάνιση καθυστερημένων επιπτώσεων λόγω της ακτινοβολίας αφού θεωρείται ότι έχουν 5-7 φορές μεγαλύτερη ευαισθησία στην ακτινοβολία σε σύγκριση με τους ενήλικες. Η Ευρωπαϊκή Ένωση, με σχετικούς κανονισμούς και οδηγίες που έχουν ενσωματωθεί στην Ελληνική νομοθεσία, επιβάλλει τη μέτρηση (ή εκτίμηση) των δόσεων από τις διάφορες ακτινοδιαγνωστικές πρακτικές, με σκοπό είτε την καθιέρωση είτε την ανάπτυξη διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς, τη βελτιστοποίηση της πρακτικής των εξετάσεων αλλά και του χρησιμοποιούμενου εξοπλισμού.

Οι δόσεις οργάνων και οι ενεργές δόσεις αποτελούν σημαντικά δοσιμετρικά μεγέθη για την εκτίμηση του πιθανού κινδύνου από την ακτινοβολία. Κατά τη διάρκεια των παιδιατρικών εξετάσεων κυστεοουρηθρογραφίας και κατάποσης βαριούχου γεύματος πραγματοποιούνται εκτεταμένες ακτινοσκοπήσεις και πολλαπλές λήψεις ακτινογραφιών που έχουν σαν αποτέλεσμα την εναπόθεση σχετικά υψηλότερων δόσεων στους εξεταζόμενους συγκριτικά με άλλες, απλούστερες τεχνικά εξετάσεις.

Κύριος σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν ο υπολογισμός των δόσεων ακτινοβολίας των παιδιών που υποβάλλονται σε εξετάσεις κυστεοουρηθρογραφιών, κατάποσης βαριούχων γευμάτων και η εκτίμηση των αντιστοίχων κινδύνων.

Πιο συγκεκριμένα η εργασία είχε ως σκοπό:

- Τη μελέτη των μετρήσεων των γινομένων δόσεων επί επιφάνεια, DAP (Dose Area Product) για τις υπό μελέτη εξετάσεις.
- Τον υπολογισμό και τη μελέτη των δόσεων οργάνων και των αντίστοιχων ενεργών δόσεων για τις παιδιατρικές εξετάσεις κυστεοουρηθρογραφιών και βαριούχων γευμάτων κάθε διαφορετική ηλικιακή ομάδα εξεταζομένων.

- Τη δημιουργία συντελεστών μετατροπής δηλαδή των τιμών των δόσεων οργάνων ανά DAP και των ενεργών δόσεων ανά DAP για κάθε ηλικιακή ομάδα, εξέταση και επιμέρους ακτινολογική προβολή.
- Τον συσχετισμό των παραπάνω δόσεων με τα σωματομετρικά δεδομένα των εξεταζομένων παιδιών.
- Τον υπολογισμό και μελέτη του πιθανού ακτινικού κινδύνου που προκύπτει από τις εν λόγω εξετάσεις.
- Τη σύγκριση των μετρούμενων και υπολογισθέντων δόσεων ακτινοβολίας αυτής της μελέτης με τις δόσεις που αναφέρονται στη διεθνή βιβλιογραφία.

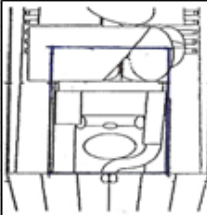
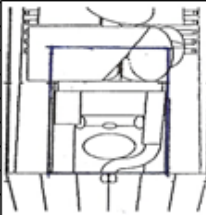
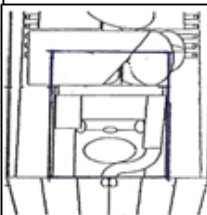
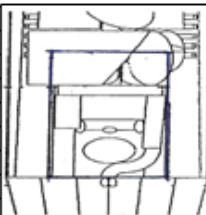
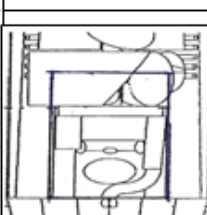
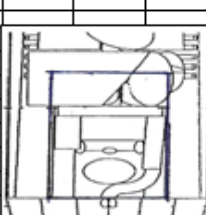
## **Δ.2 ΥΛΙΚΟ**

### **Δ.2.1 Εξεταζόμενα παιδιά και νεογνά στο ακτινολογικό τμήμα του νοσοκομείου παιδών Αγία Σοφία**

Η μελέτη περιελάμβανε 90 παιδιά που υποβλήθηκαν σε εξετάσεις κυστεοουρηθρογραφιών και 50 παιδιά που πραγματοποίησαν εξέταση με κατάποση βαριούχου διαλύματος, στο ακτινολογικό τμήμα του Νοσοκομείου Παίδων Αθηνών Αγία Σοφία. Και για τις δύο εξετάσεις, τα παιδιά για τα οποία πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις ταξινομήθηκαν σχεδόν ισομερώς σε 3 ηλικιακές ομάδες: τα νεογέννητα, τα ηλικίας ενός έτους και σε αυτά που είχαν ηλικία 5 ετών. Η κατάταξη κάθε εξεταζόμενου παιδιού, σε μια από τις παραπάνω κατηγορίες ταξινόμησης, πραγματοποιήθηκε θεωρώντας περισσότερο κρίσιμα μεγέθη τα σωματομετρικά δεδομένα για το καθένα (ύψος, βάρος και περίμετρος κορμού) και δευτερευόντως την ημερολογιακά ακριβή του ηλικία. Αυτή η μεθοδολογία επιλέχτηκε λόγω των μεγάλων ανομοιογενειών που παρουσιάζουν τα σωματομετρικά δεδομένα ανάμεσα σε συνομήλικα παιδιά, σε συνδυασμό με την ανάγκη για κατηγοριοποιήσεις που βρίσκονται σε συμφωνία με τα ομοιώματα που επρόκειτο να χρησιμοποιηθούν στις Monte Carlo προσομοιώσεις. Έτσι, στον πίνακα 5 παρουσιάζονται τα σωματομετρικά δεδομένα των ανθρωπόμορφων ομοιωμάτων των 3 ηλικιακών κατηγοριών που μελετήθηκαν, και σύμφωνα με τα οποία ταξινομήθηκαν τα εξεταζόμενα παιδιά.

Πίνακας 5. Σωματομετρικά δεδομένα μαθηματικών ομοιομάτων				
Ηλικία	Βάρος (Kgr)	Ύψος (cm)	Προσθιοπίσθια διάμετρος κορμού (cm)	Πλάγιο-πλάγια διάμετρος κορμού (cm)
Νεογέννητα	3.5	51	9.8	12.7
1 έτους	9.2	74.4	13	17.6
5 ετών	19	107	15	22.9

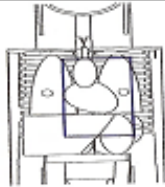
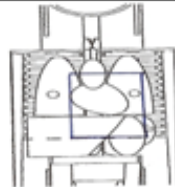
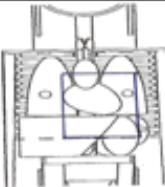
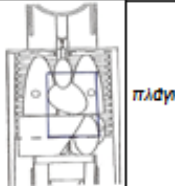
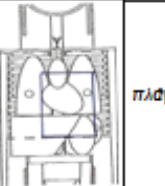
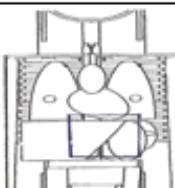
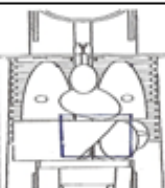
Για κάθε διαφορετική εξέταση καταγράφονταν, σε κατάλληλα φύλλα συλλογής δεδομένων που δημιουργήθηκαν (Σχήματα 18, 19), τα στοιχεία των εξεταζομένων (κωδικός ασθενή, φύλο, ηλικία, βάρος, και ύψος) αλλά και οι τεχνικές παράμετροι που χρησιμοποιήθηκαν κατά τη διάρκεια της εξέτασης.

ΦΥΛΛΟ ΣΥΛΛΟΓΗΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΚΥΣΤΟΥΡΗΘΡΟΓΡΑΦΙΑ			
ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ :		ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ ΑΣΘΕΝΟΥΣ :	
ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΞΕΤΑΣΗ :		ΦΥΛΟ :	ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ :
ΗΛΙΚΙΑ :	ΒΑΡΟΣ :	ΥΨΟΣ :	
ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΗΣΗ		ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΗΣΗ	
	kVp : mAs : ms : mA : FSD (cm) : FFD (cm) : DAP (R* cm <sup>2</sup> ) : field size film : field size skin :		kVp : mAmin : min : mA : FSD (cm) : FFD (cm) : DAP (R* cm <sup>2</sup> ) : field size film : field size skin :
	kVp : mAs : ms : mA : FSD (cm) : FFD (cm) : DAP (R* cm <sup>2</sup> ) : field size film : field size skin :		kVp : mAmin : min : mA : FSD (cm) : FFD (cm) : DAP (R* cm <sup>2</sup> ) : field size film : field size skin :
	kVp : mAs : ms : mA : FSD (cm) : FFD (cm) : DAP (R* cm <sup>2</sup> ) : field size film : field size skin :		kVp : mAmin : min : mA : FSD (cm) : FFD (cm) : DAP (R* cm <sup>2</sup> ) : field size film : field size skin :

Σχήμα 18

Οι τεχνικές παράμετροι που καταγράφονται για κάθε εξέταση ήταν:

- Ο τύπος της προβολής (ακτινοσκόπηση ή ακτινογράφιση), η γεωμετρία της προβολής (προσθιοπίσθια ή πλαγιοπλάγια λήψη) και ο αύξων αριθμός της λήψης,
- Οι τιμές της υψηλής τάσης (kVp) και του χρησιμοποιούμενου ρεύματος της λυχνίας (mA),
- Η μετρούμενη τιμή δόσης επί επιφάνεια (DAP) για κάθε λήψη,
- Οι διαστάσεις του πεδίου για κάθε λήψη και
- Ο χρόνος ακτινοσκόπησης κάθε προβολής.

ΦΥΛΛΟ ΣΥΛΛΟΓΗΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΒΑΡΙΟΥΧΟ ΓΕΥΜΑ			
ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ :		ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ ΑΣΘΕΝΟΥΣ :	
ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΞΕΤΑΣΗ :		ΦΥΛΟ :	ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ :
ΗΛΙΚΙΑ :	ΒΑΡΟΣ :	ΥΨΟΣ :	
ΠΕΔΙΟ 1 (ακτ/γρ)	kVp :		kVp :
	mAs :		mAmin :
	ms :		min :
	mA :		mA :
	FSD (cm) :		FSD (cm) :
	FFD (cm) :		FFD (cm) :
	DAP (R* cm²) :		DAP (R* cm²) :
field size film :	field size film :		
field size skin :	field size skin :		
	kVp :		kVp :
	mAs :		mAmin :
	ms :		min :
	mA :		mA :
	FSD (cm) :		FSD (cm) :
	FFD (cm) :		FFD (cm) :
	DAP (R* cm²) :		DAP (R* cm²) :
field size film :	field size film :		
field size skin :	field size skin :		
	kVp :		kVp :
	mAs :		mAmin :
	ms :		min :
	mA :		mA :
	FSD (cm) :		FSD (cm) :
	FFD (cm) :		FFD (cm) :
	DAP (R* cm²) :		DAP (R* cm²) :
field size film :	field size film :		
field size skin :	field size skin :		
	kVp :		kVp :
	mAs :		mAmin :
	ms :		min :
	mA :		mA :
	FSD (cm) :		FSD (cm) :
	FFD (cm) :		FFD (cm) :
	DAP (R* cm²) :		DAP (R* cm²) :
field size film :	field size film :		
field size skin :	field size skin :		

Σχήμα 19

### Δ.2.2 Ακτινολογικός εξοπλισμός

Όλες οι εξετάσεις, συνεπώς και οι μετρήσεις, πραγματοποιήθηκαν σε μία ακτινολογική-ακτινοσκοπική μονάδα TRIDOROS 712 MP της SIEMENS. Η λυχνία βρισκόταν άνω της ακτινολογικής τράπεζας με τον ενισχυτή εικόνας να βρίσκεται κάτω από αυτήν και σε απόσταση 115 cm από την εστία. Το ολικό φίλτρο της λυχνίας ήταν 4.5mm Al ενώ η γωνία ανόδου της ήταν 15° και το ποσοστό της κυματομορφής (ripple) 15%.

### Δ.2.3 Δοσιμετρικός εξοπλισμός – Θάλαμος ιονισμού

Σαν μέρος της διαδικασίας βαθμονόμησης του μετρητή DAP, χρησιμοποιήθηκε το σύστημα ηλεκτρομέτρου – θαλάμου ιονισμού RADCAL 2025 (Εικόνα 14). Το συγκεκριμένο σύστημα είναι κατάλληλο για την μέτρηση φωτονίων στην περιοχή ενεργειών που χρησιμοποιούνται στην ακτινοδιάγνωση. Το ηλεκτρόμετρο Radcal 2025, σε συνδυασμό με τον θάλαμο ιονισμού Radcal 20x5-3, έχουν την ικανότητα μετρήσεων στην περιοχή εκθέσεων 0,1mR-199,9R με εύρος μετρούμενου ρυθμού έκθεσης 0,001R/min-1000R/h. Η ενεργειακή εξάρτηση του θαλάμου είναι +/- 5% για εύρος 20keV-1.22MeV, η ονομαστική του ακρίβεια αναφέρεται +/- 4% και διακριτική του ικανότητα 0,1mR και 1mR/min.



Εικόνα 14



#### Δ.2.4 Δοσιμετρικός εξοπλισμός – Μετρητής DAP

Οι μετρήσεις γινομένου δόσης – επιφανείας (DAP) πραγματοποιήθηκαν με το DAP DIAMENTOR M4 (PTW Freiburg), (Εικόνα 15). Η επαναληψιμότητα των μετρήσεων του συγκεκριμένου οργάνου είναι < 3%, ενώ η γραμμικότητα που εμφανίζει για χρησιμοποιούμενη υψηλή τάση 60–150 kV, είναι < 5%.

Ο ανιχνευτής προσαρμόζεται στην κεφαλή της λυχνίας έχοντας την ικανότητα να μετρά πεδία μέχρι 14cm x 14cm. Σύμφωνα με τις τεχνικές προδιαγραφές έχει την ικανότητα μετρήσεων σε εύρος γινομένου δόσης επιφανείας DAP (0.1-10<sup>6</sup>) μGym<sup>2</sup> και αντιστοίχως ρυθμού (0.1-30.000) μGym<sup>2</sup>/s. Η περιοχή υψηλών τάσεων λειτουργίας του είναι (40-150) kV και η μέγιστη ανακρίβεια του <15%.



Εικόνα 15

#### Δ.2.5 Φάσμα ακτινοβολίας

Απαραίτητο στοιχείο για την προσομοίωση της X-ακτινοβολίας με την ύλη, αποτελεί η πληροφορία για το χρησιμοποιούμενο φάσμα της ακτινοβολίας και η εισαγωγή της στην διαδικασία της προσομοίωσης.

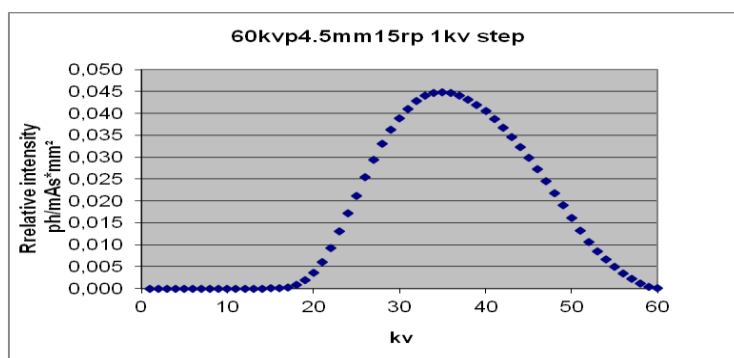
Κάθε χρησιμοποιούμενο φάσμα, στη συγκεκριμένη μελέτη, δημιουργήθηκε με την βοήθεια του λογισμικού Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and other data SRS 78 (Cranley et al 1997). Το λογισμικό αυτό χρησιμοποιεί τις πληροφορίες για το παραγόμενο φάσμα, που παρέχονται από την μελέτη των Birch και Marshall (1979), μετά από χρήση, κατάλληλου για το σκοπό αυτό, ανιχνευτή Ge(Li).

Κατά τον Cranley και άλλους (1997), το φάσμα των φωτονίων προκύπτει για ενέργειες από 30 έως 150 keV, που υπολογίζονται για στόχο βολφραμίου με γωνία κλίσης ανόδου από 6 έως 22 μοίρες. Τα ενεργειακά βήματα που αφορούν αυτούς τους υπολογισμούς, είναι 0.5 keV. Επίσης το SRS-78 χρησιμοποιεί τα δεδομένα της ηλεκτρονικής βιβλιοθήκης XCOM6, για να υπολογίζει τους γραμμικούς συντελεστές εξασθένησης των διαφόρων υλικών, που συμπεριλαμβάνει ως εξασθενητές.

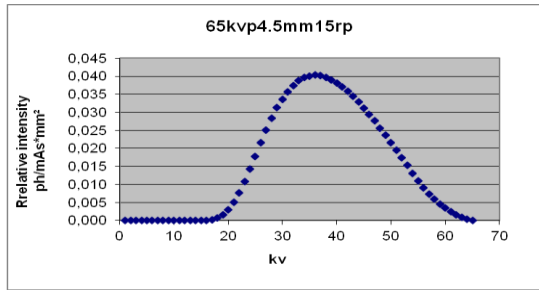
Το σχήμα της κυματομορφής της υψηλής τάσης της ακτινολογικής λυχνίας, προσεγγίζεται χρησιμοποιώντας ημιτονοειδής συναρτήσεις. Σε περίπτωση όπου η υψηλή τάση ποικίλει, τότε το παραγόμενο φάσμα μπορεί να προκύψει ως ένας συνδυασμός αριθμού φασμάτων που παράγονται σε διαφορετικές σταθερές υψηλές τάσεις, όπου κάθε τέτοιο φάσμα συμμετέχει με βαρύτητα ανάλογη του χρονικού διαστήματος, που η αντίστοιχη υψηλή τάση παρατηρείται.

Σε περίπτωση που υπολογίζεται φάσμα με κυματοειδή υψηλή τάση, χρησιμοποιούνται δεδομένες κυματομορφές με κυματισμό από 0% έως 30%, σε διαστήματα του 5% και σε στόχο (άνοδο) βολφραμίου, με γωνία κλίσης από 6 έως 22 μοίρες. Το εύρος τιμών υψηλής τάσης με ημιτονοειδή κυματισμό, εκτείνεται από 55 kV έως 90 kV.

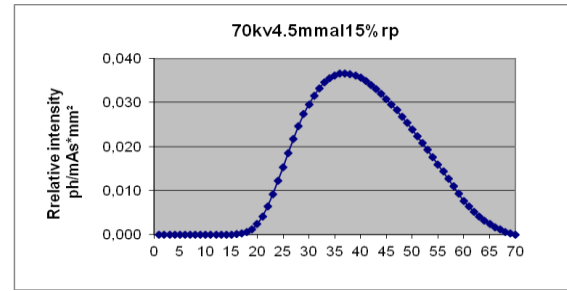
Στα σχήματα 20-25 παρουσιάζονται μερικά από τα χρησιμοποιούμενα φάσματα στη μελέτη (60-80 kVp) όπου στον κατακόρυφο άξονα βρίσκονται οι σχετικές τιμές έντασης ροής φωτονίων σε μονάδες αριθμού φωτονίων ανά mAs και τετραγωνικό χιλιοστό. Το ολικό χρησιμοποιούμενο φίλτρο της λυχνίας μετρήθηκε 4.5mm, ενώ το ripple στα 15%.



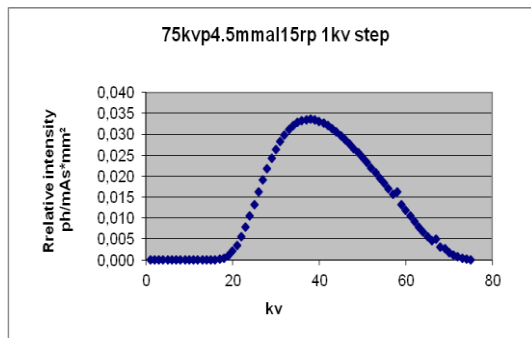
Σχήμα20



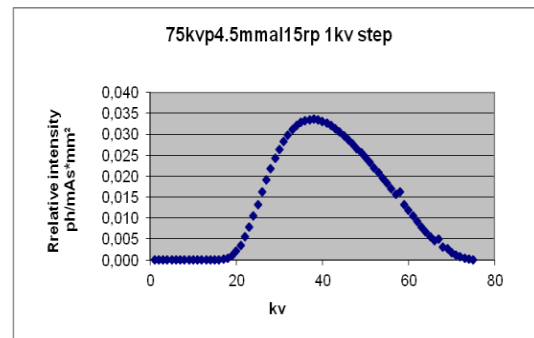
Σχήμα 21



Σχήμα 22



Σχήμα 23



Σχήμα 24

### Α.3 ΜΕΘΟΔΟΣ

#### Α.3.1 Βαθμονόμηση δοσιμέτρου μέτρησης του γινομένου δόσης – εμβαδού (DAP)

Η βαθμονόμηση του δοσιμέτρου έγινε με το ηλεκτρόμετρο Radcal 2025 και το θάλαμο ιονισμού Radcal 20x5-3 (Radcal Corp. Monrovia USA), σύμφωνα με τη διαδικασία που περιγράφεται στο πρωτόκολλο του National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology (NRPB, 1992b). Η βαθμονόμηση πραγματοποιήθηκε στη λυχνία που πραγματοποιούνται οι προς μελέτη εξετάσεις (θάλαμος 5, ακτινολογικό σύστημα TRIDOROS 712 MP της SIEMENS).

Αφού προσαρμόστηκε ο μετρητής DAP στο ακτινολογικό μηχάνημα ρυθμίστηκαν τα διαφράγματα ώστε να έχουμε ένα πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  σε ακτινολογική κασέτα που τοποθετήθηκε στην ακτινολογική τράπεζα. Η απόσταση της κασέτας από την εστία της λυχνίας ήταν 1m. Έγινε ακτινοβόληση και εμφάνιση του φιλμ και μετρήθηκε το πραγματικό πεδίο ακτινοβολίας  $A(\text{cm}^2)$  ίσο με  $97,65 \text{ cm}^2$ . Ακολούθως,

στο κέντρο του πεδίου και στην ίδια απόσταση στον αέρα, τοποθετήθηκε ο θάλαμος ιονισμού Radcal 20x5-3 και ακτινοβολήθηκε με στοιχεία 70 kVp και 80mAs. Καταγράφηκε η ένδειξη του δοσιμέτρου E(R) και επίσης η ένδειξη του μετρητή DAP :  $DAP_m$  ( $mGy\ cm^2$ ).

Στη συνέχεια υπολογίστηκε η τιμή  $DAP_{calc}$  από την ένδειξη E του θαλάμου ιονισμού Radcal σύμφωνα με τη σχέση:

$$DAP_{calc} (mGy\ cm^2) = A(cm^2) \times E(R) \times 8.7 (mGy/R)$$

Ο λόγος των τιμών  $DAP_{calc}$  και  $DAP_m$  μας δίνει το συντελεστή βαθμονόμησης του μετρητή DAP ως προς το θάλαμο ιονισμού. Έτσι για κάθε ζεύγος τιμών  $DAP_{calc}$  και  $DAP_m$  υπολογίστηκε ο συντελεστής  $f_{(DAP)}$  ως εξής:

$$f_{(DAP)} = DAP_{calc} / DAP_m$$

Η διαδικασία ακτινοβολήσης επαναλήφθηκε τρεις φορές και ο συντελεστής βαθμονόμησης προέκυψε από τη μέση τιμή των μετρήσεων. Στη συνέχεια η ίδια διαδικασία πραγματοποιήθηκε και για τιμές υψηλής τάσης 65kVp, και 80kVp. Τα αποτελέσματα υπολογισμών των συντελεστών βαθμονόμησης του DAP παρουσιάζονται στον πίνακα 6:

<b>Πίνακας 6. Συντελεστές βαθμονόμησης DAP</b>	
<b>Υψηλή τάση (kVp)</b>	<b><math>f_{(DAP)}</math></b>
65	1,0547
70	1,0249
80	1,0211

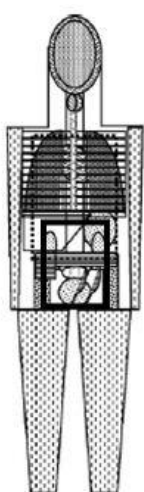
### **Δ.3.2 Μεθοδολογία μετρήσεων του DAP κατά τις εξετάσεις**

Κάθε εξέταση Κυστεοουρηθρογραφίας (Cy) περιελάμβανε ένα χρονικό διάστημα ακτινοσκόπησης και 3 προσθοπίσθιες (AP) λήψεις κλασσικών

ακτινογραφιών στην περιοχή της πυέλου. Η όλη διαδικασία της εξέτασης διαχωρίστηκε σε τρία διακριτά στάδια στα οποία απεικονιζόταν οι ουρητήρες, η ουροδόχος κύστη και η ουρήθρα. Κατά τη διάρκεια του πρώτου σταδίου άρχισε η πλήρωση της ουροδόχου κύστεως, με το ιωδιούχο σκιαγραφικό διάλυμα. Η όλη διαδικασία παρακολουθούνταν με ακτινοσκόπηση και μία ακτινογραφία (R1) λαμβάνονταν σε αυτή την πρώτη προβολή (AP1). Ως δεύτερο στάδιο και αντιστοίχως ως δεύτερη προβολή (AP2) χαρακτηρίστηκε η περίοδος στην οποία η κύστη ήταν γεμάτη και ξεκινούσε η διαδικασία της ούρησης όπου λαμβάνονταν και η δεύτερη ακτινογραφία (R2). Η Τρίτη προβολή (AP3) και συνεπώς το τρίτο στάδιο της εξέτασης περιελάμβανε ακτινοσκόπηση κατά τη διάρκεια της ούρησης αλλά και μια τρίτη ακτινογραφία (R3) στο τέλος αυτής.

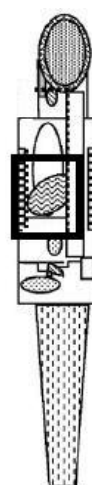
Η διαδικασία κάθε εξέτασης με κατάποση βαριούχου διαλύματος διαχωρίστηκε σε τέσσερα διακριτά στάδια καθένα από τα οποία αποτελούσε μια ξεχωριστή προβολή και περιελάμβανε ένα χρονικό διάστημα ακτινοσκόπησης και μία ακτινογραφική λήψη. Αρχικά, στο εξεταζόμενο παιδί (βρισκόμενο σε ύπτια θέση στην ακτινολογική τράπεζα), χορηγούνταν το βαριούχο διάλυμα γάλακτος με τη βοήθεια μπουκαλιού. Η ακτινοσκόπηση και η πρώτη ακτινογραφία στην περιοχή του οισοφάγου σχετίζονταν με αυτήν την πρώτη προσθοπίσθια προβολή (AP1) και εκτείνονταν από τον φάρυγγα μέχρι την γαστροοισοφαγική συμβολή. Η δεύτερη προβολή (AP2) και παράλληλα δεύτερο στάδιο της εξέτασης περιελάμβανε το χρονικό διάστημα της ακτινοσκόπησης και την ακτινογραφική λήψη, κατά τη διέλευση του σκιαγραφικού διαλύματος από την γαστροοισοφαγική συμβολή. Η δεύτερη αυτή προβολή (AP2) ήταν επίσης προσθοπίσθια (AP) και με επικέντρωση πεδίου στην περιοχή της γαστροοισοφαγικής συμβολής. Στη συνέχεια το εξεταζόμενο παιδί στρέφονταν στο πλάι αριστερά και μια νέα περίοδος ακτινοσκόπησης ξεκινούσε που οριοθετούσε την αρχή του τρίτου σταδίου της εξέτασης. Η τρίτη αριστερή πλάγια αυτή προβολή (LLAT3), ήταν επικεντρωμένη στην περιοχή του στομάχου. Ακολούθως, το εξεταζόμενο παιδί στρέφονταν ξανά σε ύπτια θέση και ξεκινούσε το τέταρτο στάδιο της εξέτασης με προσθοπίσθια ακτινοσκόπηση και ακτινογραφία (προβολή AP4) επικεντρωμένη στην περιοχή του στομάχου όπως και στην προηγούμενη προβολή.

Σε κάθε ακτινολογική εξέταση κυστεοουρηθρογραφίας και κατάποσης βαριούχου γέυματος που διενεργούνταν στο ακτινολογικό μηχάνημα TRIDOROS 712 MP, υπήρχε τοποθετημένος ο μετρητής DAP στην έξοδο της λυχνίας και παρείχε άμεση μέτρηση του γινομένου δόσης – επιφανείας (DAPm). Για κάθε εξεταζόμενο καταγράφονταν τα σωματομετρικά του στοιχεία, στα φύλλα εργασίας, και για κάθε επιμέρους προβολή των παραπάνω εξετάσεων πραγματοποιούνταν καταγραφή των τεχνικών παραμέτρων (kVp, mAs, χρόνος ακτινοσκόπησης, μέγεθος πεδίου, μέτρηση DAP κ.α.)



Σχήμα 25

Αναπαράσταση του μαθηματικού ομοιώματος 1 έτους, που χρησιμοποιήθηκε κατά τις MC προσομοιώσεις των (Cy). Η θέση και το μέγεθος του (AP) πεδίου σημειώνεται με το έντονο ορθογώνιο πλαίσιο.



Σχήμα 26

Αναπαράσταση του μαθηματικού ομοιώματος 1 έτους, που χρησιμοποιήθηκε κατά τις MC προσομοιώσεις των (BM). Η θέση και το μέγεθος του (LLAT) πεδίου σημειώνεται με το έντονο ορθογώνιο πλαίσιο.

### Δ.3.3 Μεθοδολογία Monte Carlo προσομοιώσεων των εξετάσεων.

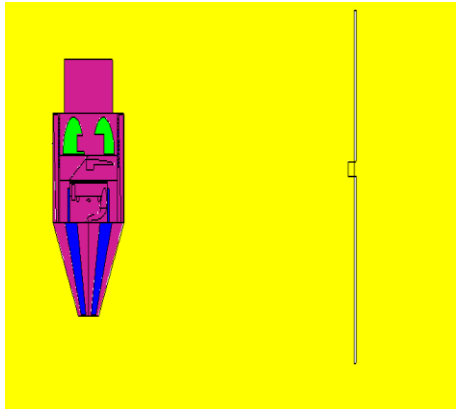
Για τις προσομοιώσεις των εξετάσεων με τη μέθοδο Monte Carlo χρησιμοποιήθηκε ο κώδικας MCNP5 (MCNP5, 2003). Οι ‘βιβλιοθήκες’ των ενεργών διατομών που χρησιμοποιούνταν από τον κώδικα ήταν οι END/B-V18 (MCNP 2003).

Για τις προσομοιώσεις χρησιμοποιήθηκαν μαθηματικά ομοιώματα (Σχήματα 25 και 26), τα οποία αναπαρίσταναν κάθε επιμέρους ομάδα στην οποία είχαν

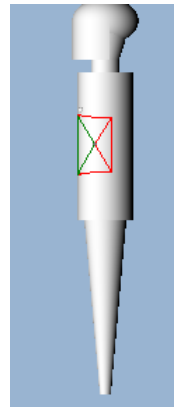
ταξινομηθεί τα εξεταζόμενα παιδιά. Τα όργανα στο εσωτερικό των ομοιωμάτων περιγράφονταν από αντίστοιχα κελιά (Ενότητα Γ.6.2). Τα εν λόγω μαθηματικά ομοιώματα ήταν βασισμένα στην οικογένεια μαθηματικών ομοιωμάτων ORNL (Eckerman και άλλοι 1996). Τα πρωτότυπα ερμαφρόδιτα ομοιώματα τροποποιήθηκαν έτσι ώστε να αναπαριστούν τους αρσενικούς και θηλυκούς εξεταζόμενους των τριών ηλικιακών κατηγοριών που μελετήθηκαν: νεογέννητα, ενός έτους και πέντε ετών. Εκτός από το διαχωρισμό των ερμαφρόδιτων ομοιωμάτων σε αντίστοιχα αρσενικά και θηλυκά, προστέθηκε ο θυρεοειδής αδένας (Γιαλούσης και άλλοι 2007) και ο οισοφάγος.

Το φάσμα ακτινοβολίας, για κάθε διαφορετική προβολή κάθε εξέτασης και για κάθε ηλικιακή ομάδα εξεταζομένων, προσομοιώθηκε μέσω του SRS-78 λειτουργικού, με χρήση των εκάστοτε παραμέτρων ακτινοβολήσης (Παρ. Δ.2.5).

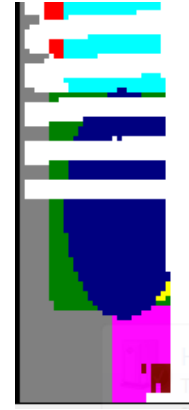
Η εκπομπή της δέσμης ακτινοβολίας από τη λυχνία προσομοιώθηκε από μία σημειακή πηγή που εκπέμπει μία κωνική δέσμη φωτονίων (Kemerink και άλλοι 2001, Schultz και άλλοι 2003). Για κάθε διαφορετική προβολή κάθε εξέτασης η χωρική κατανομή της ροής των φωτονίων, (η διατομή της δέσμης που ορίζει το μέγεθος του πεδίου) μορφοποιούταν από μια διάταξη διαφραγμάτων, τα οποία προσέδιδαν στη δέσμη το επιθυμητό κάθε φορά ορθογώνιο πεδίο. Τα διαφράγματα ορίστηκαν στον κώδικα μέσω επιφανειών τοποθετημένων σε απόσταση 30 cm από την εστία σχηματίζοντας ένα ορθογώνιο άνοιγμα διαμέσου του οποίου μόνο, τα φωτόνια μπορούσαν να διέλθουν (Σχήμα 27). Στην εξωτερική επιφάνεια του συγκεκριμένου ανοίγματος βρίσκονταν και η επιφάνεια -δομή που προσομοίωνε το μετρητή DAP. Στη συνέχεια η δέσμη προσέπιπτε στο κατάλληλο μαθηματικό ομοίωμα, το οποίο ήταν τοποθετημένο ανάλογα την περίπτωση στην αντίστοιχη απόσταση από την εστία (SSD) σχηματίζοντας το επιθυμητό μέγεθος πεδίου, όπως αυτό ελέγχονταν από τις ληφθείσες ακτινογραφίες και ακτινοσκοπήσεις κατά τη διάρκεια των εξετάσεων στο νοσοκομείο. Από τα πραγματικά πεδία παρέχονταν και η απαραίτητη πληροφορία για την επικέντρωση κάθε πεδίου (Σχήματα 28,29,30,31,32,33,34).



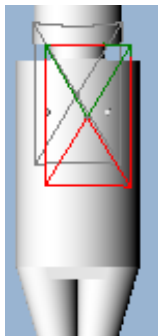
Σχήμα 27



Σχήμα 28



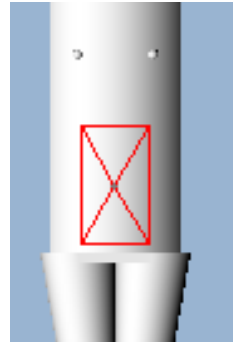
Σχήμα 29



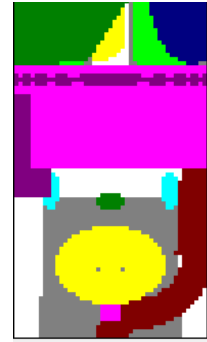
Σχήμα 30



Σχήμα 31



Σχήμα 32



Σχήμα 33

#### Δ.3.4 Μεθοδολογία υπολογισμών δοσιμετρικών μεγεθών με εφαρμογή του κώδικα Monte Carlo MCNP5 και του γινομένου δόσης - επιφανείας DAP.

Προκειμένου να υπολογιστούν οι ζητούμενες δόσεις οργάνων των εξεταζόμενων παιδιών μέσω των μετρήσεων των γινομένων δόσεων-επιφανείας και των Monte Carlo προσομοιώσεων ακολουθήθηκε η παρακάτω μεθοδολογία:

- Υπολογίστηκε η τιμή του Monte Carlo γινομένου δόσης - επιφανείας ,  $DAP_{calc}$  ανά αρχικό σωματίδιο για κάθε προσομοίωση. Για να γίνει αυτό χρησιμοποιήθηκε ο απαριθμητής (Tally) F2 κατά τους Monte Carlo υπολογισμούς με τον MCNP5 κώδικα, με τον οποίο είναι εφικτή η μέτρηση της ροής σωματιδίων ανά αρχικό σωματίδιο  $score/cm^2$  (particle fluence per starting photon) που διέρχονται από την επιφάνεια που προσομοιάζε την επιφάνεια του



DAP στη θέση που αυτό ήταν τοποθετημένο. Στη συνέχεια, το αποτέλεσμα που προέκυπτε μετατρέπεται σε απορροφούμενη δόση σε Gy ανά αρχικό σωματίδιο (Gy per starting particle), μέγεθος το οποίο αριθμητικά ισούται με το air Kerma, χρησιμοποιώντας συντελεστές μετατροπής της ροής σωματιδίων σε απορροφούμενη δόση στον αέρα (σε rad cm<sup>2</sup>), όπως αυτοί παρέχονται με μορφή πίνακα από το ICRP 51 (table 11, ICRP 51). Έτσι, η τιμή του Monte Carlo υπολογισθέντος γινομένου δόσης – επιφανείας, DAP<sub>calc</sub>, προέκυπτε τελικά από τον πολλαπλασιασμό της παραπάνω τιμής DAP<sub>calc</sub>, με την επιφάνεια του πεδίου ακτινοβολίας στο επίπεδο που ήταν τοποθετημένο το DAP (1/cm<sup>2</sup> x rad cm<sup>2</sup>=rad) (Schultz και άλλοι 1999).

- Οι δόσεις οργάνων σε mGy ανά αρχικό σωματίδιο υπολογίστηκαν κατά τις MCNP5 Monte Carlo προσομοιώσεις με χρήση του απαριθμητή F6 (Tally) που έχει την ικανότητα παροχής αποτελεσμάτων σε MeV/gr και ανά αρχικό σωματίδιο (MeV/g starting particle) σε κάθε κελί - όργανο. Τα παραπάνω αποτελέσματα μετατρέπονταν σε τιμές rads (cGy) με χρήση του πολλαπλασιαστή 1,602e<sup>-8</sup>.

Σε κάθε προσομοίωση επιλέχθηκε ο αριθμός των αρχικών σωματιδίων των 3×10<sup>8</sup> έτσι ώστε να εξασφαλιστεί σχετικά μικρή στατιστική αβεβαιότητα, που στις περιπτώσεις των δόσεων οργάνων κυμαίνονταν από 0.1% -3% εξαρτώμενη κυρίως από την παρουσία ή μη, του κάθε οργάνου εντός του πεδίου ακτινοβολίας. Στα τελικά αποτελέσματα μέσω της θεωρίας μετάδοσης σφαλμάτων συμπεριλαμβανόταν και η ακρίβειας μέτρησης του DAP μετρητή (+/- 1 Rcm<sup>2</sup>). Για την πραγματοποίηση κάθε διαφορετικής Monte Carlo προσομοίωσης απαιτούνταν 450-600 min (ανάλογα με το χρησιμοποιούμενο ομοίωμα) χρησιμοποιώντας ηλεκτρονικό υπολογιστή με επεξεργαστή Intel T7250 Core duo processor, 2+2 GHz CPU και μνήμη 2 GB RAM.

#### **Δ.3.5 Μεθοδολογία υπολογισμών των συντελεστών μετατροπής των δόσεων οργάνων και ενεργών δόσεων των εξετάσεων ανά DAP.**

Για κάθε προβολή, οι συντελεστές μετατροπής των δόσεων οργάνων ανά μονάδα DAP, προκύπτουν διαιρώντας τις Monte Carlo υπολογισμένες τιμές των δόσεων οργάνων ανά αρχικό σωματίδιο, προς την υπολογισθείσα από την προσομοίωση τιμή του γινομένου δόσης – επιφανείας DAP<sub>calc</sub> (Hart και άλλοι

1994,1996). Ακολούθως, για κάθε προβολή, οι ενεργές δόσεις ανά αρχικό σωματίδιο υπολογίστηκαν από τις ισοδύναμες δόσεις οργάνων και ιστών ( $H_T^M$ ) και ( $H_T^F$ ) που προέκυψαν μετά από τις Monte Carlo MCNP5 προσομοιώσεις στα αρσενικά και θηλυκά, μαθηματικά ομοιώματα, σύμφωνα με την παρακάτω εξίσωση και όπως περιγράφεται στην ενότητα Γ.4.2 (ICRP 2006, ICRP Annex B 2006).

$$E = \sum_T W_T \left[ \frac{H_T^F + H_T^M}{2} \right]$$

Η παραπάνω σχέση συμπεριλαμβάνει και τα υπόλοιπα όργανα (remainder organs) που περιλαμβάνονταν στις προσομοιώσεις σύμφωνα με τις σχέσεις:

$$H_{rem}^M = \left[ \frac{1}{6} \right] \sum_T^6 H_T^M \quad \text{και} \quad H_{rem}^F = \left[ \frac{1}{7} \right] \sum_T^7 H_T^M$$

Στην παρούσα μελέτη συμπεριλήφθηκαν στα λοιπά όργανα (remainder organs) τα εξής: χολή, νεφρά, πάγκρεας, σπλήνας, μικρό έντερο, επινεφρίδια και μήτρα.

Οι τιμές των δόσεων οργάνων μπορούν στη συνέχεια να υπολογιστούν πολλαπλασιάζοντας τις τιμές των κανονικοποιημένων ανά  $DAP_{calc}$  δόσεων οργάνων με τις αντίστοιχες σε κάθε περίπτωση τιμές των μετρούμενων τιμών γινομένου δόσης – επιφανείας  $DAP_m$ .

Οι συντελεστές μετατροπής των ενεργών δόσεων ολόκληρων των εξετάσεων Βαριούχου γεύματος ανά μονάδα γινομένου δόσης – επιφανείας (DAP) χρησιμοποιήθηκαν για τον υπολογισμό των ενεργών δόσεων των συγκεκριμένων εξετάσεων εφαρμόζοντας τον τύπο (Schultz και άλλοι 1999, Ruiz-Cruces και άλλοι 2000, Damilakis και άλλοι 2006):

$$E = \sum_{i=1}^4 (E_{pir} \times DAP_{ir} + E_{pif} \times DAP_{if})$$

Όπου  $E_{pir}$  είναι η ανά DAP κανονικοποιημένη ενεργός δόση της  $i$  ακτινογραφικής λήψης, ενώ  $E_{pif}$  είναι η ανά DAP κανονικοποιημένη ενεργός δόση της  $i$  ακτινοσκοπικής προβολής. Ως  $DAP_i$  ορίζεται η αντίστοιχη μετρούμενη τιμή  $DAP_m$  που αντιστοιχεί σε κάθε μία από τις τέσσερις συνολικά διαφορετικές προβολές (Ενότητα Δ.3.2).

Η αντίστοιχη σχέση που αφορά την περίπτωση των Κυστεοουρηθρογραφιών (όπου αυτή τη φορά οι διαφορετικές προβολές ήταν τρεις) είναι:

$$E = \sum_{i=1}^3 (E_{pir} \times DAP_{ir} + E_{pif} \times DAP_{if}).$$

Και αντιστοίχως,  $E_{pir}$  είναι η ανά DAP κανονικοποιημένη ενεργός δόση της  $i$  ακτινογραφικής λήψης, ενώ  $E_{pif}$  είναι η ανά DAP κανονικοποιημένη ενεργός δόση της  $i$  ακτινοσκοπικής προβολής. Ομοίως, ως  $DAP_i$  ορίζεται η αντίστοιχη μετρούμενη τιμή  $DAP_m$  που αντιστοιχεί σε κάθε μία από τις τρεις διαφορετικές προβολές

#### **Δ.3.6 Μέθοδος εκτίμησης κινδύνων των παιδιών από τις ακτινολογικές εξετάσεις Κυστεοουρηθρογραφιών και Βαριούχων γευμάτων.**

Τα επίπεδα των δόσεων των ακτινολογικών εξετάσεων των παιδιών και νεογνών, είναι γενικά χαμηλά και σχετίζονται μόνο με κίνδυνο λόγω στοχαστικών αποτελεσμάτων.

Σε αυτή τη μελέτη η εκτίμηση των κινδύνων που δυνητικά επιφέρουν οι προς μελέτη ακτινολογικές εξετάσεις, γίνονται με βάση τα μαθηματικά μοντέλα που προτείνονται από το ICRP 103 (International Commission on Radiological Protection publication 103, BEIR VII, Committee on the Biological Effects of Ionising Radiations, BEIR 2006), (Ενότητα Γ.3.8). Τα εν λόγω μαθηματικά μοντέλα χρησιμοποιούνται τόσο για τον υπολογισμό των πιθανοτήτων ανάπτυξης καρκίνου λόγω των ακτινοβολιών REID (BEIR VII 2006, Ταρίοναααα και άλλοι 2008), όσο και για την ανάπτυξη καρκινογένεσεων σε διάφορα μεμονωμένα όργανα. Αξίζει πάντως να αναφερθεί ότι λόγω των μικρών τιμών των εκτιμώμενων πιθανοτήτων αλλά και των σχετικά μεγάλων στατιστικών ανακρίβειών κατά τους υπολογισμούς τους, η τάξη μεγέθους των εκτιμήσεων ενδεχομένως να αποτελεί ουσιαστικότερο μέγεθος από την απόλυτη αριθμητική τιμή τους.

## **Δ.4 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ**

### **Δ.4.1 Βαριούχα γεύματα.**

Οι τιμές των μετρήσεων γινομένων δόσεων – επιφανείας (DAP), οι δόσεις οργάνων και οι ενεργές δόσεις, για όλες τις προβολές (τέσσερις ακτινογραφικές λήψεις με τις αντίστοιχες τέσσερις ακτινοσκοπικές προβολές) που υπολογίστηκαν κατά τις εξετάσεις των Βαριούχων γευμάτων παρουσιάζονται στους πίνακες 7,8 και 9 για νεογέννητα, παιδιά ενός έτους, και πέντε ετών αντίστοιχα. Στους πίνακες 10, 11 και 12 παρουσιάζονται οι αντίστοιχες δόσεις οργάνων κανονικοποιημένες ως προς DAP λαμβάνοντας έτσι τη μορφή συντελεστών μετατροπής αναφερόμενοι ομοίως στις ηλικιακές ομάδες των νεογέννητων, παιδιών ενός έτους και πέντε ετών αντιστοίχως. Όπως είναι φανερό από την παρουσίαση των αποτελεσμάτων όλων των προβολών και για όλες τις ηλικιακές ομάδες οι ακτινοσκοπήσεις είναι που συνεισφέρουν συντριπτικά περισσότερο στην συνολικά αποδιδόμενη δόση συγκριτικά με τις ακτινογραφικές λήψεις. Το γεγονός αυτό παρουσιάζεται στον πίνακα 13 και στα γραφήματα 34-36, όπου αθροίζονται και παρουσιάζονται ξεχωριστά για τις ακτινοσκοπικές και τις ακτινογραφικές προβολές οι μετρούμενες τιμές των DAP και οι αντίστοιχες τιμές των ενεργών δόσεων σε όλες τις ηλικίες.

Πίνακας 7. Εξετάσεις Βαριούχων γευμάτων σε νεογέννητα παιδιά. MCNP5 υπολογισμοί δόσεων οργάνων (mGy)

Προβολή	AP1	AP1	AP2	AP2	LLAT3	LLAT3	AP4	AP4	ΣΥΝΟΛΙΚΗ
	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογράφιση	Ακτινοσκόπηση	ΕΞΕΤΑΣΗ
<b>KVp</b>	70	60	70	65	70	70	70	70	
<b>Ολικό Φίλτρο λυχνίας (mm Al)</b>	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	
<b>SSD (cm)</b>	95.2	95.2	95.2	95.2	92.3	92.3	95.2	95.2	
<b>Μέγεθος πεδίου στο δέρμα (cm)</b>	8.7×14.7	8.7×14.7	9.4×13.7	9.4×13.7	9.2×12.0	9.2×12.0	11.2×12.8	11.2×12.8	
<b>mAs/Ακτινογράφισης min/Ακτινοσκόπησης</b>	4.9	0.30	5	1.28	5.0	0.85	4.8	1.40	
<b>Dap μέτρηση (mGy cm<sup>2</sup>)</b>	13.38	82.48	17.83	377.24	20.06	552.83	18.82	502.90	1585.54
<b>όργανο/ιστός</b>	<b>Δόσεις Οργάνων (mGy) / Ενεργός δόση (mSv)</b>								
Στομάχι	5.52E-02	3.12E-01	1.71E-02	2.14E-02	6.39E-03	7.06E-02	2.93E-01	4.49E-01	3.50E-03
Λεπτό έντερο	3.50E-03	2.87E-01	1.87E-01	5.02E-04	3.24E-03	1.41E-01	3.39E-03	8.21E-01	8.64E-01
Άνω μέρος παχύ εντέρου	4.29E-03	1.60E-01	1.71E-01	2.48E-01	2.76E-01	1.26E-01	1.99E-02	3.36E-02	5.84E-03
Κατώτερο μέρος παχέος εντέρου	1.35E-03	3.60E-02	1.00E-01	1.04E-01	2.86E-03	8.16E-02	6.06E-02	3.50E-04	2.55E-03
Νεφροί	1.38E-02	4.26E-02	2.75E-03	1.80E-01	1.73E-02	4.46E-02	1.03E-01	6.00E-02	6.78E-02
Ήπαρ	5.20E-02	2.57E+00	3.90E-01	6.70E-01	1.13E-01	6.98E-01	2.03E+00	2.12E+00	5.43E-02
Πνεύμονες	7.92E-02	1.62E+00	1.20E+00	6.46E-03	4.77E-02	8.78E-01	5.22E-02	3.76E+00	3.46E-01
Ωοθήκες	7.66E-04	8.68E-01	2.06E+00	1.18E+00	1.38E+00	1.14E-01	6.37E-02	5.11E-02	5.22E-02
Πάγκρεας	5.29E-02	7.11E-02	4.07E-02	6.83E-02	2.53E-02	8.30E-02	1.32E-01	1.33E-03	1.15E-02
Σπλήνας	3.51E-02	6.49E-02	2.37E-02	9.68E-02	2.32E-03	6.38E-02	6.32E-02	5.22E-02	5.86E-02
Όρχεις	1.08E-04	3.15E+00	1.76E+00	1.41E+00	1.44E+00	1.96E+00	1.12E+00	1.88E+00	6.97E-01
Ουροδόχος κύστη	7.16E-04	2.29E+00	3.65E+00	3.66E-02	3.18E-01	1.79E+00	6.53E-01	2.67E+00	6.41E-02
Δέρμα	2.41E-02	1.76E+00	1.74E+00	1.44E+00	1.62E+00	1.26E-01	8.69E-02	1.01E-01	4.29E-02
Μήτρα	7.23E-04	3.89E-02	1.11E-01	7.47E-02	2.93E-02	8.10E-02	6.02E-02	1.34E-03	1.18E-02
Στήθος	1.36E-01	4.99E-02	2.34E-02	1.66E-01	2.23E-03	4.38E-02	1.07E-01	3.43E-02	7.19E-02
Θυρεοειδής αδένας	1.44E-01	3.36E+00	2.32E+00	2.69E+00	1.15E+00	1.04E+00	2.97E+00	1.99E+00	7.83E-01
Επινεφρίδια	3.07E-02	2.16E+00	1.61E+00	3.57E-02	3.14E-01	1.33E+00	6.25E-01	4.43E+00	5.96E-02
Χολή	3.14E-02	1.17E+00	2.87E+00	9.17E-01	1.92E+00	9.81E+00	4.66E+00	4.98E+00	2.81E+00
Οισοφάγος	4.67E-02	3.93E+00	6.72E+00	6.77E+00	1.60E+00	6.65E+00	6.93E+00	8.24E-02	7.10E-01
Ενεργός δόση	4.78E-02	4.32E+00	1.38E+00	1.22E+01	1.50E+00	4.14E+00	7.15E+00	3.98E+00	5.44E+00

Πίνακας 8. Εξετάσεις Βαριούχων γευμάτων σε παιδιά 1 έτους. MCNP5 υπολογισμοί δόσεων οργάνων (mGy)

Προβολή	AP1	AP1	AP2	AP2	LLAT3	LLAT3	AP4	AP4	ΣΥΝΟΛΙΚΗ
	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογράφιση	Ακτινοσκόπηση	ΕΞΕΤΑΣΗ
<b>KVp</b>	70	60	75	65	75	75	75	70	
<b>Ολικό Φίλτρο λυχνίας (mm Al)</b>	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	
<b>SSD (cm)</b>	92	92	92	92	87.4	87.4	92	92	
<b>Μέγεθος πεδίου στο δέρμα (cm)</b>	8.8×16.2	8.8×16.2	9.3×15.1	9.3×15.1	9.4×11.9	9.4×11.9	10.5×13.0	10.5×13.0	
<b>mAs/Ακτινογράφισης min/Ακτινοσκόπησης</b>	5.5	0.48	6.4	0.4	7.7	0.99	6.8	1.08	
<b>Dap μέτρηση (mGy cm<sup>2</sup>)</b>	18.39	154.93	24.32	364.90	28.53	853.62	25.23	424.28	1894.20
<b>όργανο/ιστός</b>	<b>Δόσεις Οργάνων (mGy) / Ενεργός δόση (mSv)</b>								
Στομάχι	1.92E-02	1.41E-01	1.30E-01	1.78E+00	1.67E-01	5.01E+00	1.60E-01	2.58E+00	9.99E+00
Λεπτό έντερο	1.21E-03	7.26E-03	9.06E-03	1.10E-01	7.23E-02	2.16E+00	6.51E-02	1.03E+00	3.46E+00
Άνω μέρος παχύ εντέρου	1.51E-03	9.22E-03	1.18E-02	1.47E-01	5.86E-02	1.75E+00	7.01E-02	1.12E+00	3.17E+00
Κατώτερο μέρος παχέος εντέρου	4.27E-04	2.44E-03	3.24E-03	3.80E-02	4.84E-02	1.45E+00	2.80E-02	4.42E-01	2.01E+00
Νεφροί	3.28E-03	2.06E-02	2.43E-02	2.96E-01	3.62E-02	1.08E+00	3.02E-02	4.61E-01	1.95E+00
Ήπαρ	2.48E-02	1.84E-01	7.24E-02	9.80E-01	4.00E-02	1.20E+00	7.73E-02	1.24E+00	3.81E+00
Πνεύμονες	5.34E-02	3.99E-01	7.52E-02	1.01E+00	2.49E-02	7.45E-01	3.72E-02	5.93E-01	2.94E+00
Ωοθήκες	2.24E-04	1.32E-03	1.50E-03	1.72E-02	9.56E-03	2.86E-01	6.38E-03	9.72E-02	4.19E-01
Πάγκρεας	2.05E-02	1.43E-01	7.50E-02	9.67E-01	1.03E-01	3.08E+00	8.71E-02	1.37E+00	5.84E+00
Σπλήνας	9.23E-03	6.20E-02	4.71E-02	5.96E-01	1.86E-01	5.56E+00	6.24E-02	9.73E-01	7.50E+00
Όρχεις	2.90E-05	1.65E-04	1.48E-04	1.58E-03	6.97E-04	2.09E-02	5.19E-04	7.58E-03	3.16E-02
Ουροδόχος κύστη	2.01E-04	1.11E-03	1.24E-03	1.36E-02	6.72E-03	2.01E-01	5.03E-03	7.54E-02	3.04E-01
Δέρμα	1.71E-02	1.36E-01	2.88E-02	4.09E-01	4.63E-02	1.39E+00	3.13E-02	5.13E-01	2.57E+00
Μήτρα	2.22E-04	1.26E-03	1.49E-03	1.66E-02	8.52E-03	2.55E-01	6.49E-03	9.94E-02	3.89E-01
Στήθος	7.48E-02	6.05E-01	1.21E-01	1.75E+00	6.16E-03	1.84E-01	1.26E-02	1.98E-01	2.95E+00
Θυρεοειδής αδένας	1.16E-01	9.36E-01	3.35E-03	3.97E-02	4.77E-04	1.43E-02	6.26E-04	9.07E-03	1.12E+00
Επινεφρίδια	1.85E-02	1.24E-01	3.44E-02	4.21E-01	4.57E-02	1.37E+00	3.68E-02	5.62E-01	2.61E+00
Χολή	6.31E-03	4.19E-02	9.70E-02	1.30E+00	7.00E-02	2.10E+00	1.27E-01	2.03E+00	5.76E+00
Οισοφάγος	4.06E-02	2.82E-01	4.92E-02	6.22E-01	1.99E-02	5.95E-01	2.38E-02	3.68E-01	2.00E+00
Ενεργός δόση	2.78E-02	2.14E-01	5.26E-02	7.21E-01	4.54E-02	1.36E+00	4.54E-02	7.24E-01	3.19E+00

Πίνακας 9. Εξετάσεις Βαριούχων γευμάτων σε παιδιά 5 έτους, MCNP5 υπολογισμοί δόσεων οργάνων (mGy)

Προβολή	AP1	AP1	AP2	AP2	LLAT3	LLAT3	AP4	AP4	ΣΥΝΟΛΙΚΗ
	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογράφιση	Ακτινοσκόπηση	ΕΞΕΤΑΣΗ
<b>KVp</b>	75	65	75	75	80	80	80	80	
<b>Ολικό Φίλτρο λυχνίας (mm Al)</b>	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	
<b>SSD (cm)</b>	90	90	90	90	82.1	82.1	90	90	
<b>Μέγεθος πεδίου στο δέρμα (cm)</b>	9.3×19.1	9.3×19.1	9.5×17.2	9.5×17.2	8.8×15.2	8.8×15.2	10.5×15.8	10.5×15.8	
<b>mAs/Ακτινογράφισης min/Ακτινοσκόπησης</b>	4.8	0.65	4.9	1.21	5.4	1.73	5.1	0.88	
<b>Dap μέτρηση (mGy cm<sup>2</sup>)</b>	35.67	237.03	54.31	239.13	59.17	1264.54	56.47	902.20	2848.53
<b>όργανο/ιστός</b>	<b>Δόσεις Οργάνων (mGy) / Ενεργός δόση (mSv)</b>								
Στομάχι	1.06E-02	5.80E-02	2.22E-01	9.78E-01	2.38E-01	5.10E+00	2.89E-01	4.62E+00	1.15E+01
Λεπτό έντερο	7.94E-04	3.61E-03	9.01E-03	3.97E-02	5.85E-02	1.25E+00	7.14E-02	1.14E+00	2.57E+00
Άνω μέρος παχύ εντέρου	1.03E-03	4.79E-03	1.20E-02	5.27E-02	6.22E-02	1.33E+00	7.71E-02	1.23E+00	2.77E+00
Κατώτερο μέρος παχέος εντέρου	2.50E-04	1.09E-03	3.15E-03	1.39E-02	3.56E-02	7.60E-01	3.80E-02	6.08E-01	1.46E+00
Νεφροί	2.71E-03	1.31E-02	2.74E-02	1.20E-01	1.97E-02	4.21E-01	3.51E-02	5.61E-01	1.20E+00
Ήπαρ	1.85E-02	1.06E-01	7.55E-02	3.32E-01	4.11E-02	8.79E-01	5.66E-02	9.04E-01	2.41E+00
Πνεύμονες	5.31E-02	3.08E-01	8.35E-02	3.68E-01	4.19E-02	8.94E-01	4.06E-02	6.49E-01	2.44E+00
Ωοθήκες	1.32E-04	5.21E-04	1.26E-03	5.56E-03	5.91E-03	1.26E-01	6.46E-03	1.03E-01	2.49E-01
Πάγκρεας	1.24E-02	6.53E-02	1.20E-01	5.28E-01	1.28E-01	2.73E+00	1.39E-01	2.21E+00	5.93E+00
Σπλήνας	5.52E-03	2.81E-02	6.60E-02	2.91E-01	1.17E-01	2.51E+00	9.85E-02	1.57E+00	4.68E+00
Όρχεις	1.69E-05	8.78E-05	9.12E-05	4.02E-04	3.64E-04	7.77E-03	3.62E-04	5.78E-03	1.49E-02
Ουροδόχος κύστη	1.08E-04	4.71E-04	8.95E-04	3.94E-03	4.16E-03	8.90E-02	4.43E-03	7.08E-02	1.74E-01
Δέρμα	2.05E-02	1.29E-01	3.76E-02	1.65E-01	6.44E-02	1.38E+00	4.22E-02	6.74E-01	2.51E+00
Μήτρα	1.23E-04	5.17E-04	1.23E-03	5.43E-03	5.54E-03	1.18E-01	6.39E-03	1.02E-01	2.40E-01
Στήθος	2.02E-02	1.15E-01	2.16E-01	9.51E-01	1.35E-02	2.89E-01	1.23E-02	1.97E-01	1.81E+00
Θυρεοειδής αδέννας	3.36E-02	1.96E-01	2.13E-03	9.38E-03	5.73E-04	1.22E-02	5.33E-04	8.51E-03	2.63E-01
Επιπεφυκίδια	1.53E-02	7.99E-02	4.75E-02	2.09E-01	2.23E-02	4.77E-01	4.09E-02	6.54E-01	1.55E+00
Χολή	2.08E-03	1.03E-02	5.89E-02	2.59E-01	4.68E-02	9.99E-01	9.85E-02	1.57E+00	3.05E+00
Οισοφάγος	5.68E-02	3.11E-01	6.57E-02	2.89E-01	3.36E-02	7.18E-01	2.95E-02	4.71E-01	1.97E+00
Ενεργός δόση	1.70E-02	9.68E-02	7.81E-02	3.44E-01	5.44E-02	1.16E+00	6.35E-02	1.01E+00	2.83E+00

Πίνακας 10. Εξετάσεις Βαριούχων γευμάτων σε νεογέννητα παιδιά. MCNP5 υπολογισμοί κανονικοποιημένων ως προς DAP δόσεων οργάνων (( $\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$ )

Προβολή	AP1	AP1	AP2	AP2	LLAT3	LLAT3	AP4	AP4	ΣΥΝΟΛΙΚΗ
	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογράφιση	Ακτινοσκόπηση	ΕΞΕΤΑΣΗ
<b>KVp</b>	70	60	70	65	70	70	70	70	
<b>Ολικό Φίλτρο λυχνίας (mm Al)</b>	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	
<b>SSD (cm)</b>	95.2	95.2	95.2	95.2	92.3	92.3	95.2	95.2	
<b>Μέγεθος πεδίου στο δέρμα (cm)</b>	8.7×14.7	8.7×14.7	9.4×13.7	9.4×13.7	9.2×12.0	9.2×12.0	11.2×12.8	11.2×12.8	
<b>mAs/Ακτινογράφισης min/Ακτινοσκόπησης</b>	4.9	0.30	5	1.28	5.0	0.85	4.8	1.40	
<b>Dap μέτρηση (mGy cm<sup>2</sup>)</b>	13.38	82.48	17.83	377.24	20.06	552.83	18.82	502.90	1585.54
<b>όργανο/ιστός</b>	<b>DAP-κανονικοποιημένες δόσεις οργάνων (<math>\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}</math>)</b>								
Στομάχι	4.12	3.78	7.09	6.80	5.69	5.69	6.68	6.68	6.18
Λεπτό έντερο	0.26	0.21	1.11	1.03	3.18	3.18	4.61	4.61	2.94
Άνω μέρος παχύ εντέρου	0.32	0.26	1.89	1.78	2.54	2.54	5.35	5.35	3.14
Κατώτερο μέρος παχέος εντέρου	0.10	0.08	0.33	0.30	2.60	2.60	2.28	2.28	1.77
Νεφροί	1.04	0.09	2.02	1.85	3.54	3.54	2.07	2.07	2.48
Ήπαρ	3.89	3.55	5.62	5.39	2.03	2.03	5.91	5.91	4.24
Πνεύμονες	5.92	5.44	5.85	5.61	3.40	3.40	3.97	3.97	4.27
Ωοθήκες	0.06	0.04	0.16	0.14	1.26	1.26	1.56	1.56	1.01
Πάγκρεας	3.96	3.48	4.57	4.29	4.14	4.14	4.30	4.30	4.20
Σπλήνας	2.6	2.27	3.40	3.17	6.60	6.60	3.20	3.20	4.37
Όρχεις	0.01	0.01	0.02	0.02	0.07	0.07	0.07	0.07	0.05
Ουροδόχος κύστη	0.05	0.04	0.14	0.13	0.58	0.58	0.62	0.62	0.45
Δέρμα	1.81	1.71	2.39	2.33	3.23	3.23	2.65	2.65	2.73
Μήτρα	0.05	0.04	0.15	0.14	1.18	1.18	1.24	1.24	0.87
Στήθος	10.20	9.95	10.10	9.96	4.82	4.82	8.80	8.80	7.72
Θυρεοειδής αδένας	10.80	10.5	0.97	0.92	0.12	0.12	0.12	0.12	0.95
Επινεφρίδια	2.29	1.94	2.50	2.30	3.18	3.18	2.33	2.33	2.61
Χολή	2.35	2.07	5.76	5.47	3.15	3.15	5.70	5.70	4.51
Οισοφάγος	3.49	3.00	3.36	3.12	2.60	2.60	1.82	1.82	2.51
Οστά	3.07	2.81	3.59	3.42	4.92	4.92	3.83	3.83	4.06
Λοιπά όργανα (rem)	1.94	1.68	3.02	2.82	3.85	3.85	3.61	3.61	3.39
Γονάδες	0.07	0.05	0.18	0.161	1.33	1.33	1.63	1.63	1.06
Ενεργός δόση	3.57	3.346	3.80	3.66	2.92	2.92	3.82	3.82	3.43



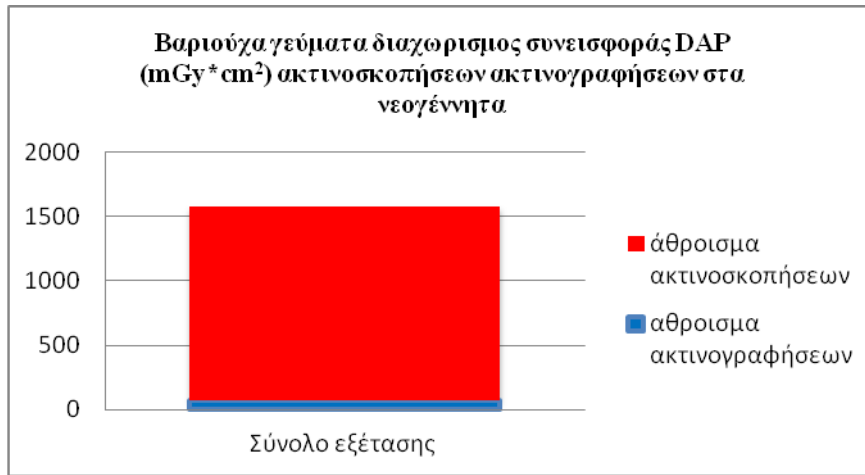
Πίνακας 11. Εξετάσεις Βαριούχων γευμάτων σε παιδιά 1 έτους. MCNP5 υπολογισμοί κανονικοποιημένων ως προς DAP δόσεων οργάνων (( $\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$ )

Προβολή	AP1	AP1	AP2	AP2	LLAT3	LLAT3	AP4	AP4	ΣΥΝΟΛΙΚΗ
	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογράφιση	Ακτινοσκόπηση	ΕΞΕΤΑΣΗ
<b>KVp</b>	70	60	75	65	75	75	75	70	
<b>Ολικό Φίλτρο λυχνίας (mm Al)</b>	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	
<b>SSD (cm)</b>	92	92	92	92	87.4	87.4	92	92	
<b>Μέγεθος πεδίου στο δέρμα (cm)</b>	8.8×16.2	8.8×16.2	9.3×15.1	9.3×15.1	9.4×11.9	9.4×11.9	10.5×13.0	10.5×13.0	
<b>mAs/Ακτινογράφισης min/Ακτινοσκόπησης</b>	5.5	0.48	6.4	0.4	7.7	0.99	6.8	1.08	
<b>Dap μέτρηση (mGy cm<sup>2</sup>)</b>	18.39	154.93	24.32	364.90	28.53	853.62	25.23	424.28	1894.20
<b>όργανο/ιστός</b>	<b>DAP-κανονικοποιημένες δόσεις οργάνων (<math>\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}</math>)</b>								
Στομάχι	1.05	0.48	5.35	4.87	5.86	5.86	6.35	6.09	5.24
Λεπτό έντερο	0.07	0.04	0.37	0.30	2.53	2.53	2.58	2.43	1.83
Άνω μέρος παχύ εντέρου	0.08	0.04	0.49	0.40	2.05	2.05	2.78	2.63	1.67
Κατώτερο μέρος παχέος εντέρου	0.02	0.07	0.13	0.10	1.70	1.70	1.11	1.04	1.07
Νεφροί	0.18	0.66	0.10	0.81	1.27	1.27	1.20	1.09	1.08
Ήπαρ	1.35	2.01	2.98	2.69	1.40	1.40	3.06	2.93	2.08
Πνεύμονες	2.90	1.29	3.09	2.78	0.87	0.87	1.47	1.40	1.45
Ωοθήκες	0.01	0.46	0.06	0.05	0.34	0.34	0.25	0.23	0.26
Πάγκρεας	1.11	0.66	3.09	2.65	3.61	3.61	3.45	3.22	3.06
Σπλήνας	0.50	0.20	1.93	1.63	6.52	6.52	2.47	2.29	3.94
Όρχεις	0.00	0.00	0.01	0.00	0.02	0.02	0.02	0.02	0.02
Ουροδόχος κύστη	0.01	0.44	0.05	0.04	0.24	0.24	0.20	0.18	0.20
Δέρμα	0.93	0.45	1.18	1.12	1.62	1.62	1.24	1.21	1.32
Μήτρα	0.01	1.96	0.06	0.05	0.30	0.30	0.26	0.23	0.37
Στήθος	4.06	4.10	4.96	4.79	0.22	0.22	0.50	0.47	1.57
Θυρεοειδής αδένας	6.33	3.16	0.14	0.12	0.02	0.02	0.02	0.02	0.36
Επινεφρίδια	1.01	0.79	1.42	1.15	1.60	1.60	1.46	1.32	1.38
Χολή	0.34	0.14	3.99	3.55	2.45	2.45	5.04	4.78	3.03
Οισοφάγος	2.21	2.49	2.02	1.71	0.70	0.7	0.94	0.87	1.11
Οστά	2.24	1.40	2.71	2.50	1.95	1.95	2.21	2.10	2.06
Λοιπά όργανα (rem)	0.50	0.67	1.83	1.57	2.83	2.83	2.54	2.38	2.27
Γονάδες	0.01	0.46	0.07	0.05	0.36	0.36	0.27	0.25	0.28
Ενεργός δόση	1.51	1.26	2.164	1.97	1.59	1.59	1.80	1.71	1.67

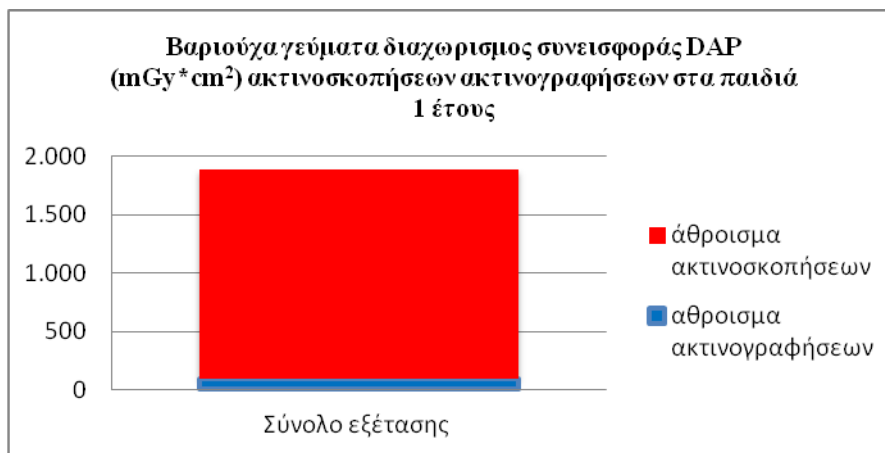
Πίνακας 12. Εξετάσεις Βαριούχων γευμάτων σε παιδιά 5 ετών. MCNP5 υπολογισμοί κανονικοποιημένων ως προς DAP δόσεων οργάνων (( $\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$ )

Προβολή	AP1	AP1	AP2	AP2	LLAT3	LLAT3	AP4	AP4	ΣΥΝΟΛΙΚΗ
	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογράφιση	Ακτινοσκόπηση	ΕΞΕΤΑΣΗ
<b>KVp</b>	75	65	75	75	80	80	80	80	
<b>Ολικό Φίλτρο λυχνίας (mm Al)</b>	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	
<b>SSD (cm)</b>	90	90	90	90	82.1	82.1	90	90	
<b>Μέγεθος πεδίου στο δέρμα (cm)</b>	9.3×19.1	9.3×19.1	9.5×17.2	9.5×17.2	8.8×15.2	8.8×15.2	10.5×15.8	10.5×15.8	
<b>mAs/Ακτινογράφισης mip/Ακτινοσκόπησης</b>	4.8	0.65	4.9	1.21	5.4	1.73	5.1	0.88	
<b>Dap μέτρηση (mGy cm<sup>2</sup>)</b>	35.67	237.03	54.31	239.13	59.17	1264.54	56.47	902.20	2848.53
<b>όργανο/ιστός</b>	<b>DAP-κανονικοποιημένες δόσεις οργάνων (<math>\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}</math>)</b>								
Στομάχι	0.30	0.25	4.09	4.09	4.03	4.03	5.12	5.12	4.04
Λεπτό έντερο	0.02	0.02	0.17	0.17	0.99	0.99	1.27	1.27	0.90
Άνω μέρος παχύ εντέρου	0.03	0.02	0.22	0.22	1.05	1.05	1.37	1.37	0.97
Κατώτερο μέρος παχέος εντέρου	0.01	0.00	0.06	0.06	0.60	0.60	0.67	0.67	0.51
Νεφροί	0.08	0.06	0.50	0.50	0.33	0.33	0.62	0.62	0.42
Ήπαρ	0.52	0.45	1.39	1.39	0.70	0.70	1.00	1.00	0.85
Πνεύμονες	1.49	1.30	1.54	1.54	0.71	0.71	0.72	0.72	0.86
Ωοθήκες	0.00	0.00	0.02	0.02	0.10	0.10	0.11	0.11	0.09
Πάγκρεας	0.35	0.28	2.21	2.21	2.16	2.16	2.45	2.45	2.08
Σπλήνας	0.16	0.12	1.21	1.21	1.98	1.98	1.74	1.74	1.64
Όρχεις	0.00	0.00	0.00	0.00	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
Ουροδόχος κύστη	0.00	0.00	0.02	0.02	0.07	0.07	0.08	0.08	0.06
Δέρμα	0.57	0.54	0.69	0.69	1.09	1.09	0.75	0.75	0.88
Μήτρα	0.00	0.00	0.02	0.02	0.09	0.09	0.11	0.11	0.08
Στήθος	0.57	0.49	3.98	3.98	0.23	0.23	0.22	0.22	0.64
Θυρεοειδής αδένας	0.94	0.83	0.04	0.04	0.01	0.01	0.01	0.01	0.09
Επινεφρίδια	0.43	0.34	0.88	0.86	0.38	0.38	0.72	0.72	0.54
Χολή	0.06	0.04	1.08	1.08	0.79	0.79	1.74	1.74	1.07
Οισοφάγος	1.59	1.31	1.21	1.21	0.57	0.57	0.52	0.52	0.69
Οστά	1.37	1.25	1.54	1.54	0.99	0.99	1.20	1.20	1.14
Λοιπά όργανα (rem)	0.17	0.13	0.94	0.94	1.04	1.04	1.34	1.34	1.04
Γονάδες	0.00	0.00	0.02	0.02	0.11	0.11	0.12	0.12	0.09
Ενεργός δόση	0.48	0.41	1.44	1.44	0.92	0.92	1.12	1.12	0.99

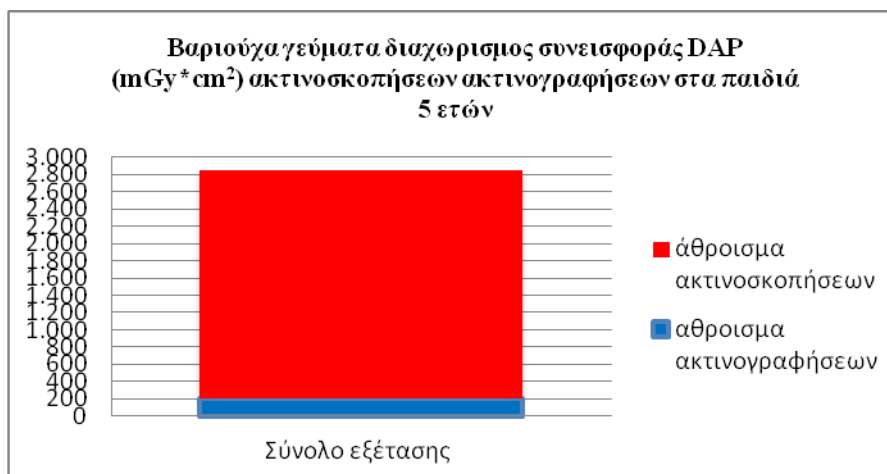
Όπως φαίνεται στους πίνακες 7-12 τα όργανα που λαμβάνουν τις μεγαλύτερες δόσεις κατά την πραγματοποίηση των εξετάσεων με κατάποση βαριούχου γεύματος είναι το στομάχι (9.8, 10.0, 11.5 mGy), η χολή (7.2, 5.8, 3.1 mGy), το πάγκρεας (6.7, 5.8, 5.9 mGy) και ο σπλήνας (6.9, 7.5, 4.7 mGy). Η πρώτη, δεύτερη και τρίτη τιμή στις παρενθέσεις αντιστοιχεί στα νεογέννητα, στα παιδιά ενός έτους και στα παιδιά πέντε ετών αντίστοιχα και είναι σταθμισμένες για τα αρσενικά και θηλυκά ομοιώματα (με εξαίρεση τα γεννητικά όργανα). Οι αντίστοιχες κανονικοποιημένες ως προς DAP τιμές είναι ( $6.18 \times 10^{-3}$ ,  $5.24 \times 10^{-3}$  και  $4.04 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup>) για το στομάχι, για το πάγκρεας είναι ( $4.20 \times 10^{-3}$ ,  $3.06 \times 10^{-3}$  και  $2.08 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup>), για τη χολή είναι ( $4.51 \times 10^{-3}$ ,  $3.03 \times 10^{-3}$  and  $1.07 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup>) και για τον σπλήνα είναι ( $4.37 \times 10^{-3}$ ,  $3.94 \times 10^{-3}$  and  $1.64 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup>). Γενικότερα, οι τιμές των μετρήσεων DAP και των δόσεων οργάνων, κατά τις πλαϊνές (LLAT3) προβολές, παρουσιάζουν υψηλότερες τιμές όπως φαίνεται και στους πίνακες 7-12. Ανάλογα με την ηλικία του εξεταζόμενου παιδιού οι τιμές των μετρούμενων γινομένων δόσεων – επιφανείας DAP κατά τις συγκεκριμένες (LLAT3) προβολές ήταν: 552.83, 853.62 και 1264.54 mGy\*cm<sup>2</sup>. Οι αντίστοιχες τιμές των ενεργών δόσεων για αυτές τις προβολές ήταν 1.62, 1.36 και 1.16 mSv. Κατά τις (LLAT3) προβολές η απόσταση εστίας δέρματος (SSD) ήταν μεγαλύτερη σε σχέση με τις προσθοπίσθιες (AP) προβολές. Επιπροσθέτως τα υπό απεικόνιση όργανα ήταν γεμάτα με σκιαγραφικό κατά τη διάρκεια αυτών των πλαγιοπλάγιων λήψεων. Οι παραπάνω λόγοι είχαν σαν αποτέλεσμα να απαιτούνται υψηλότερες τιμές υψηλής τάσης kVp, και mAs ή mAmín για την πραγματοποίηση αυτών των λήψεων. Συνακόλουθα σε αυτές τις (LLAT3) προβολές, είναι μεγαλύτερες οι μετρούμενες τιμές DAP και οι απορροφούμενες δόσεις οργάνων.



Γράφημα 34



Γράφημα 35



Γράφημα 36

Για όλες τις προβολές των εξετάσεων με βαριούχα γέυματα οι συντελεστές μετατροπής των DAP σε δόσεις οργάνων και ενεργών δόσεων, μειώνονται με αύξηση της ηλικίας του εξεταζόμενου ενώ οι διαφορές στις δόσεις μεταξύ αρσενικών και θηλυκών ομοιωμάτων ήταν ασήμαντες. Οι εκτιμώμενες πιθανότητες κινδύνου ανάπτυξης θανατηφόρου καρκίνου (REID) υπολογίστηκαν για τα αγόρια ( $4.8 \times 10^{-2}$ ,  $3.0 \times 10^{-2}$  και  $2.0 \times 10^{-2}$ %) για νεογέννητα, παιδιά ενός και πέντε ετών αντίστοιχα. Οι αντίστοιχες τιμές όσων αφορά τα κορίτσια υπολογίστηκαν ( $12.1 \times 10^{-2}$ ,  $5.5 \times 10^{-2}$  και  $3.4 \times 10^{-2}$  %).

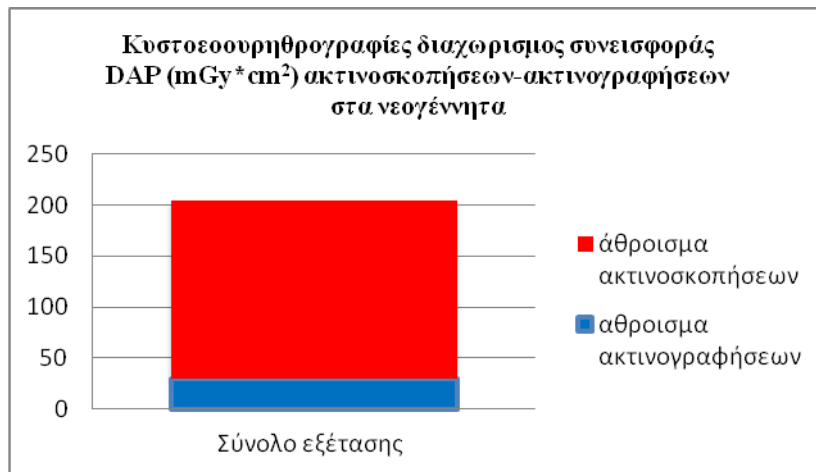
#### **Δ.4.2 Κυστεοουρηθρογραφίες.**

Στους πίνακες 14-16 παρουσιάζονται οι τιμές των μετρήσεων γινομένων δόσεων – επιφανείας (DAP), οι δόσεις οργάνων και οι ενεργές δόσεις, για όλες τις προβολές των Κυστεοουρηθρογραφιών (τρεις ακτινογραφικές λήψεις και οι αντίστοιχες τρεις ακτινοσκοπικές προβολές) που υπολογίστηκαν για νεογέννητα, παιδιά ενός έτους, και πέντε ετών αντίστοιχα. Οι αντίστοιχες δόσεις οργάνων κανονικοποιημένες ως προς DAP (συντελεστών μετατροπής DAP σε δόσεις οργάνων και ενεργές) αναφερόμενοι ομοίως στις ηλικιακές ομάδες των νεογέννητων, παιδιών ενός έτους και πέντε ετών αντιστοίχως παρουσιάζονται τους πίνακες 17, 18 και 19. Όπως ήταν αναμενόμενο και παρουσιάζεται στον πίνακα 20 και τα γραφήματα 37-39, για όλες τις ηλικίες, οι ακτινοσκοπικές λήψεις κυρίως, συνεισφέρουν στην συνολική ενεργό δόση και τις δόσεις οργάνων. Από τους συντελεστές μετατροπής των πινάκων 17-19 είναι φανερό πως τα όργανα που απορροφούν υψηλότερες δόσεις κατά τις κυστεοουρηθρογραφίας είναι η ουροδόχος κύστη ( $9.12 \times 10^{-3}$ ,  $5.76 \times 10^{-3}$  και  $3.85 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup>), το άνω τμήμα του παχέως εντέρου ( $7.49 \times 10^{-3}$ ,  $4.26 \times 10^{-3}$  και  $2.53 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup>), το λεπτό έντερο ( $6.54 \times 10^{-3}$ ,  $3.71 \times 10^{-3}$  και  $2.27 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup>), το στομάχι ( $7.10 \times 10^{-3}$ ,  $2.42 \times 10^{-3}$  και  $1.64 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup>) και η χολή ( $7.11 \times 10^{-3}$ ,  $3.93 \times 10^{-3}$  και  $1.78 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup>). Η πρώτη, δεύτερη και τρίτη τιμή στις παρενθέσεις αντιστοιχεί στα νεογέννητα, στα παιδιά ενός έτους και στα παιδιά πέντε ετών αντίστοιχα. Οι αντίστοιχες δόσεις οργάνων είναι για την ουροδόχο κύστη (1.87, 2.43 και 4.7 mSv), για το παχύ έντερο (1.54, 1.8 και 3.1 mSv), για το λεπτό έντερο (1.34, 1.56 και 2.78 mSv), για το στομάχι (1.46, 1.02 και 2.01 mSv) και για τη χολή (1.46, 1.66 και 2.18 mSv). Επίσης, η πρώτη, δεύτερη και τρίτη τιμή στις παρενθέσεις αντιστοιχεί στα νεογέννητα, στα παιδιά ενός έτους και στα παιδιά πέντε ετών

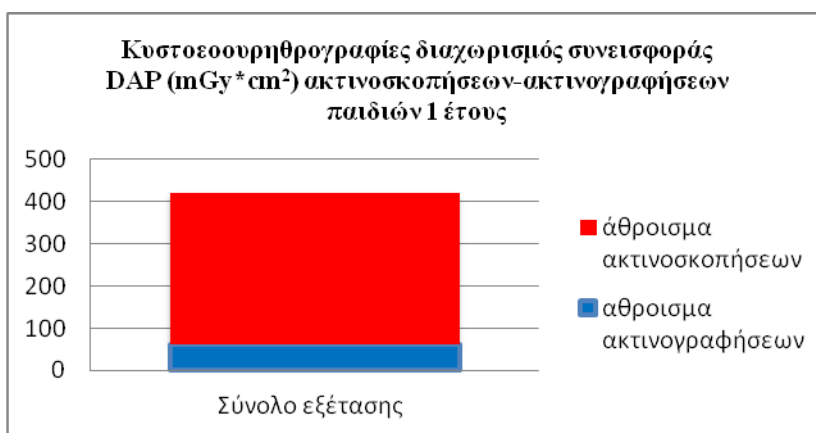
αντίστοιχα και είναι σταθμισμένες για τα αρσενικά και θηλυκά ομοιώματα (με εξαίρεση τα γεννητικά όργανα). Κατά τις εξετάσεις των κυστεοουρηθρογραφιών οι μετρούμενες τιμές των DAP και των υπολογισμένων τιμών των δόσεων οργάνων βρέθηκαν ελαφρά πιο αυξημένες για τις πρώτες προβολές (AP1). Η παρουσία του σκιαγραφικού μέσου για περισσότερο χρόνο στα όργανα προς απεικόνιση που παρατηρείται σε αυτή την προβολή, εξηγεί τις αυξημένες τιμές των χρησιμοποιούμενων mAs και κυρίως των mAmin ώστε να επιτευχθεί ικανοποιητική εικόνα. Έτσι μπορεί να ερμηνευτούν για αυτές τις προβολές, οι ελαφρά αυξημένες τιμές των μετρούμενων DAP και των δόσεων που αποδίδονται στα όργανα. Και σε αυτή την εξέταση, οι δόσεις οργάνων και ενεργών δόσεων μειώνονται με αύξηση της ηλικίας του εξεταζόμενου και οι διαφορές στις δόσεις μεταξύ αρσενικών και θηλυκών ομοιωμάτων ήταν ασήμαντες. Οι εκτιμώμενες πιθανότητες κινδύνου ανάπτυξης θανατηφόρου καρκίνου (REID) υπολογίστηκαν για τα αγόρια ( $5.9 \times 10^{-3}$ ,  $5.6 \times 10^{-3}$  και  $8.6 \times 10^{-3}$  %) για νεογέννητα, παιδιά ενός και πέντε ετών αντίστοιχα. Ομοίως για τα κορίτσια οι τιμές υπολογίστηκαν ( $6.9 \times 10^{-3}$ ,  $6.4 \times 10^{-3}$  και  $9.9 \times 10^{-3}$  %).

**Πίνακας 20. Εξέταση Κυστεοουρηθρογραφίας σε νεογέννητα, παιδιά 1 και 5 ετών. Οι μετρήσεις Dap και οι αντίστοιχες ενεργές δόσεις παρουσιάζονται χωριστά για τις ακτινοσκοπικές και ακτινογραφικές προβολές.**

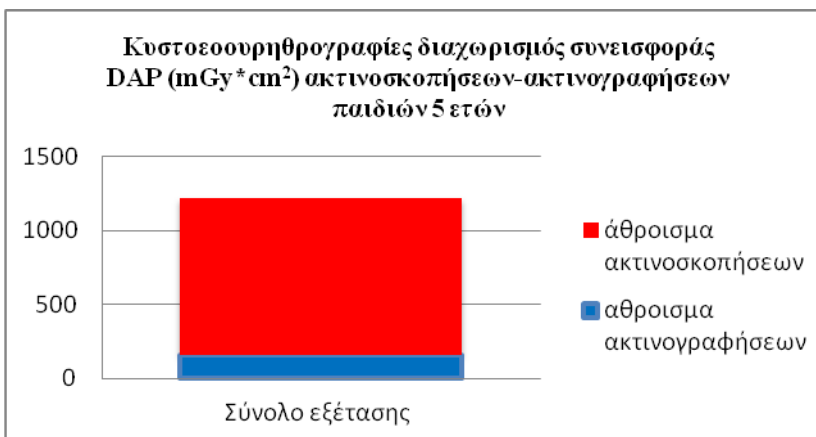
	Ηλικία: νεογέννητα		Ηλικία: 1 έτους		Ηλικία: 5 ετών	
	Dap μέτρηση (mGy*cm <sup>2</sup> )	Ενεργός δόση (mSv)	Dap μέτρηση (mGy*cm <sup>2</sup> )	Ενεργός δόση (mSv)	Dap μέτρηση (mGy*cm <sup>2</sup> )	Ενεργός δόση (mSv)
Άθροισμα ακτινογραφικών προβολών	30	0,10	61	0,09	158	0,15
Άθροισμα ακτινογραφικών προβολών	175	0,55	360	0,53	1066	0,97
Σύνολο εξέτασης	205	0,65	422	0,62	1224	1,12



Γράφημα 37



Γράφημα 38



Γράφημα 39

Πίνακας 14. Εξετάσεις Κυστεοουρηθρογραφιών σε νεογέννητα παιδιά. MCNP5 υπολογισμοί δόσεων οργάνων (mGy)

Προβολή	AP1	AP1	AP2	AP2	AP3	AP3	ΣΥΝΟΛΙΚΗ
	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογράφιση	Ακτινοσκόπηση	ΕΞΕΤΑΣΗ
<b>KVp</b>	65	60	65	60	65	60	
<b>SSD (cm)</b>	95.2	95.2	95.2	95.2	95.2	95.2	
<b>Μέγεθος πεδίου στο δέρμα (cm)</b>	8.3×11.3	8.3×11.3	8.0×11.7	8.0×11.7	8.2×11.0	8.2×11.0	
<b>mAs/Ακτινογράφισης min/Ακτινοσκόπησης</b>	4.7	0.54	4.7	0.33	4.7	0.35	
<b>Dap μέτρηση (mGy cm<sup>2</sup>)</b>	9.51	80.84	10.70	46.07	9.95	48.41	205.47
<b>όργανο/ιστός</b>	<b>Δόσεις Οργάνων (mGy) / Ενεργός δόση (mSv)</b>						
Στομάχι	6,93E-02	5,66E-01	8,47E-02	3,50E-01	6,84E-02	3,20E-01	1,46E+00
Λεπτό έντερο	6,47E-02	5,19E-01	7,24E-02	2,94E-01	7,02E-02	3,23E-01	1,34E+00
Άνω μέρος παχύ εντέρου	7,37E-02	5,95E-01	8,24E-02	3,37E-01	7,99E-02	3,70E-01	1,54E+00
Κατώτερο μέρος παχέος εντέρου	5,72E-02	4,59E-01	6,38E-02	2,59E-01	6,21E-02	2,85E-01	1,19E+00
Νεφροί	2,31E-02	1,79E-01	2,63E-02	1,03E-01	2,46E-02	1,09E-01	4,65E-01
Ήπαρ	4,66E-02	3,79E-01	5,74E-02	2,37E-01	4,51E-02	2,10E-01	9,75E-01
Πνεύμονες	2,91E-03	2,22E-02	3,78E-03	1,46E-02	2,74E-03	1,19E-02	5,82E-02
Ωοθήκες	2,77E-02	2,21E-01	3,10E-02	1,25E-01	3,01E-02	1,37E-01	5,72E-01
Πάγκρεας	4,11E-02	3,27E-01	5,17E-02	2,09E-01	3,40E-02	1,54E-01	8,17E-01
Σπλήνας	2,58E-02	2,03E-01	3,12E-02	1,25E-01	2,41E-02	1,09E-01	5,18E-01
Όρχεις	6,22E-03	4,95E-02	6,91E-03	2,78E-02	6,70E-03	3,05E-02	1,28E-01
Ουροδόχος κύστη	8,88E-02	7,25E-01	9,94E-02	4,11E-01	9,67E-02	4,52E-01	1,87E+00
Πύελος	1,45E-01	1,14E-00	1,61E-01	6,43E-01	1,57E-01	7,09E-01	2,96E-00
Πλευρά	1,24E-02	1,01E-01	1,90E-02	7,92E-02	1,17E-02	5,46E-02	2,78E-01
Μήτρα	3,30E-02	2,65E-01	3,70E-02	1,50E-01	3,60E-02	1,65E-01	6,86E-01
Στήθος	1,41E-03	1,06E-02	1,79E-03	6,91E-03	1,34E-03	5,80E-03	2,78E-02
Θυρεοειδής αδένας	1,88E-04	1,38E-03	2,38E-04	8,91E-04	1,91E-04	7,94E-04	3,69E-03
Επινεφρίδια	1,31E-02	1,01E-01	2,05E-02	8,03E-02	9,20E-03	4,03E-02	2,65E-01
Χολή	7,00E-02	5,65E-01	8,01E-02	3,27E-01	7,45E-02	3,44E-01	1,46E+00
Οισοφάγος	2,43E-03	1,83E-02	3,17E-03	1,21E-02	2,29E-03	9,84E-03	4,82E-02
Ενεργός δόση	3,13E-02	2,52E-01	3,65E-02	1,49E-01	3,24E-02	1,50E-01	6,51E-01



Πίνακας 15. Εξετάσεις Κυστεοουρηθρογραφιών σε παιδιά 1 έτους. MCNP5 υπολογισμοί δόσεων οργάνων (mGy)

Προβολή	AP1	AP1	AP2	AP2	AP3	AP3	ΣΥΝΟΛΙΚΗ
	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογράφιση	Ακτινοσκόπηση	ΕΞΕΤΑΣΗ
<b>KVp</b>	70	65	70	70	70	65	
<b>SSD (cm)</b>	92	92	92	92	92	92	
<b>Μέγεθος πεδίου στο δέρμα (cm)</b>	9.2×13.7	9.2×13.7	9.1×14.7	9.1×14.7	11.0×13.4	11.0×13.4	
<b>mAs/Ακτινογράφισης min/Ακτινοσκόπησης</b>	5.2	0.43	5.2	0.33	5.2	0.44	
<b>Dap μέτρηση (mGy cm<sup>2</sup>)</b>	19.02	133.16	20.81	105.22	21.22	122.46	421.87
<b>όργανο/ιστός</b>	<b>Δόσεις Οργάνων (mGy) / Ενεργός δόση (mSv)</b>						
Στομάχι	4,56E-02	3,02E-01	6,60E-02	3,34E-01	4,23E-02	2,30E-01	1,02E+00
Λεπτό έντερο	7,71E-02	5,03E-01	8,02E-02	4,05E-01	7,83E-02	4,21E-01	1,56E+00
Άνω μέρος παχύ εντέρου	8,80E-02	5,78E-01	9,20E-02	4,65E-01	8,92E-02	4,83E-01	1,80E+00
Κατώτερο μέρος παχέος εντέρου	6,73E-02	4,39E-01	6,95E-02	3,52E-01	6,93E-02	3,72E-01	1,37E+00
Νεφροί	1,68E-02	1,05E-01	2,07E-02	1,05E-01	1,59E-02	8,19E-02	3,45E-01
Ήπαρ	2,71E-02	1,78E-01	3,83E-02	1,94E-01	2,79E-02	1,51E-01	6,17E-01
Πνεύμονες	1,52E-03	9,18E-03	2,13E-03	1,08E-02	1,53E-03	7,61E-03	3,27E-02
Ωοθήκες	3,23E-02	2,09E-01	3,35E-02	1,69E-01	3,26E-02	1,73E-01	6,50E-01
Πάγκρεας	1,24E-02	7,81E-02	2,35E-02	1,19E-01	1,13E-02	5,84E-02	3,03E-01
Σπλήνας	9,16E-03	5,74E-02	1,40E-02	7,06E-02	1,02E-02	5,29E-02	2,14E-01
Όρχεις	8,40E-03	5,45E-02	8,58E-03	4,34E-02	8,46E-03	4,51E-02	1,68E-01
Ουροδόχος κύστη	1,20E-01	7,98E-01	1,24E-01	6,29E-01	1,17E-01	6,41E-01	2,43E+00
Πύελος	1,14E-01	7,18E-01	1,15E-01	5,83E-01	1,39E-01	7,27E-01	2,40E+00
Πλευρά	5,63E-03	3,49E-02	1,04E-02	5,24E-02	5,70E-03	2,91E-02	1,38E-01
Μήτρα	4,23E-02	2,75E-01	4,39E-02	2,22E-01	4,16E-02	2,23E-01	8,49E-01
Στήθος	6,77E-04	4,06E-03	9,46E-04	4,78E-03	6,89E-04	3,38E-03	1,45E-02
Θυρεοειδής αδένας	7,22E-05	4,34E-04	9,36E-05	4,73E-04	7,36E-05	3,59E-04	1,51E-03
Επινεφρίδια	4,61E-03	2,80E-02	6,79E-03	3,44E-02	4,45E-03	2,22E-02	1,00E-01
Χολή	8,05E-02	5,29E-01	9,50E-02	4,80E-01	7,38E-02	3,99E-01	1,66E+00
Οισοφάγος	1,31E-03	7,86E-03	1,87E-03	9,45E-03	1,29E-03	6,35E-03	2,81E-02
Ενεργός δόση	2,98E-02	1,95E-01	3,43E-02	1,74E-01	2,96E-02	1,60E-01	6,22E-01

Πίνακας 16. Εξετάσεις Κυστεοουρηθρογραφιών σε παιδιά 5 ετών. MCNP5 υπολογισμοί δόσεων οργάνων (mGy)

Προβολή	AP1	AP1	AP2	AP2	AP3	AP3	ΣΥΝΟΛΙΚΗ
	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογράφιση	Ακτινοσκόπηση	ΕΞΕΤΑΣΗ
<b>KVp</b>	75	75	75	75	75	70	
<b>SSD (cm)</b>	90	90	90	90	90	90	
<b>Μέγεθος πεδίου στο δέρμα (cm)</b>	10.7×19.5	10.7×19.5	10.8×19.4	10.8×19.4	10.2×18.0	10.2×18.0	
<b>mAs/Ακτινογράφισης min/Ακτινοσκόπησης</b>	6.2	0.57	6.2	0.51	6.1	0.42	
<b>Dap μέτρηση (mGy cm<sup>2</sup>)</b>	54.99	409.57	52.01	391.74	51.52	264.68	1224.51
<b>όργανο/ιστός</b>	<b>Δόσεις Οργάνων (mGy) / Ενεργός δόση (mSv)</b>						
Στομάχι	9,84E-02	7,33E-01	9,40E-02	7,08E-01	6,39E-02	3,11E-01	2,01E+00
Λεπτό έντερο	1,24E-01	9,26E-01	1,17E-01	8,80E-01	1,26E-01	6,06E-01	2,78E+00
Άνω μέρος παχύ εντέρου	1,39E-01	1,04E+00	1,32E-01	9,96E-01	1,36E-01	6,56E-01	3,10E+00
Κατώτερο μέρος παχέος εντέρου	9,86E-02	7,35E-01	9,44E-02	7,11E-01	9,52E-02	4,56E-01	2,19E+00
Νεφροί	3,05E-02	2,27E-01	2,87E-02	2,16E-01	2,52E-02	1,16E-01	6,44E-01
Ήπαρ	5,75E-02	4,28E-01	5,45E-02	4,10E-01	3,85E-02	1,86E-01	1,18E+00
Πνεύμονες	2,73E-03	2,03E-02	2,58E-03	1,94E-02	1,80E-03	7,96E-03	5,48E-02
Ωοθήκες	5,26E-02	3,92E-01	4,94E-02	3,72E-01	5,45E-02	2,59E-01	1,18E+00
Πάγκρεας	3,86E-02	2,88E-01	3,62E-02	2,72E-01	1,91E-02	8,85E-02	7,42E-01
Σπλήνας	1,71E-02	1,28E-01	1,67E-02	1,26E-01	1,03E-02	4,70E-02	3,45E-01
Όρχεις	1,39E-02	1,04E-01	1,31E-02	9,84E-02	1,48E-02	7,10E-02	3,15E-01
Ουροδόχος κύστη	2,09E-01	1,55E+00	1,95E-01	1,47E+00	2,20E-01	1,08E+00	4,72E+00
Πύελος	1,44E-01	1,08E-00	1,38E-01	1,04E-00	1,41E-01	6,54E-01	3,19E-00
Πλευρά	1,56E-02	1,16E-01	1,48E-02	1,11E-01	7,21E-03	3,29E-02	2,98E-01
Μήτρα	7,21E-02	5,37E-01	6,74E-02	5,07E-01	7,54E-02	3,61E-01	1,62E+00
Στήθος	1,09E-03	8,15E-03	1,04E-03	7,83E-03	7,70E-04	3,34E-03	2,22E-02
Θυρεοειδής αδένας	8,82E-05	6,57E-04	8,11E-05	6,11E-04	6,41E-05	2,62E-04	1,76E-03
Επινεφρίδια	1,06E-02	7,90E-02	9,97E-03	7,51E-02	6,76E-03	3,02E-02	2,12E-01
Χολή	9,84E-02	7,33E-01	9,18E-02	6,92E-01	9,63E-02	4,67E-01	2,18E+00
Οισοφάγος	2,43E-03	1,81E-02	2,29E-03	1,73E-02	1,57E-03	6,91E-03	4,86E-02
Ενεργός δόση	5,14E-02	3,83E-01	4,86E-02	3,66E-01	4,58E-02	2,21E-01	1,12E+00

Πίνακας 17. Εξετάσεις Κυστεοουρηθρογραφιών σε νεογέννητα παιδιά. MCNP5 συντελεστές μετατροπής DAP - δόσεων οργάνων (( $\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$ )

Προβολή	AP1	AP1	AP2	AP2	AP3	AP3	ΣΥΝΟΛΙΚΗ
	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογράφιση	Ακτινοσκόπηση	ΕΞΕΤΑΣΗ
<b>KVp</b>	65	60	65	60	65	60	
<b>Ολικό Φίλτρο λυχνίας (mm Al)</b>	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	
<b>SSD (cm)</b>	95.2	95.2	95.2	95.2	95.2	95.2	
<b>Μέγεθος πεδίου στο δέρμα (cm)</b>	8.3×11.3	8.3×11.3	8.0×11.7	8.0×11.7	8.2×11.0	8.2×11.0	
<b>mAs/Ακτινογράφισης min/Ακτινοσκόπησης</b>	4.7	0.54	4.7	0.33	4.7	0.35	
<b>Dap μέτρηση (mGy cm<sup>2</sup>)</b>	9.51	80.84	10.70	46.07	9.95	48.41	205.47
<b>όργανο/ιστός</b>	<b>DAP-κανονικοποιημένες δόσεις οργάνων και ενεργών δόσεων (<math>\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}</math>)</b>						
Στομάχι	7.29	7.00	7.92	7.61	6.88	6.60	7.10
Λεπτό έντερο	6.80	6.42	6.77	6.39	7.05	6.66	6.54
Άνω μέρος παχύ εντέρου	7.74	7.36	7.70	7.32	8.03	7.64	7.49
Κατώτερο μέρος παχέος εντέρου	6.02	5.68	5.96	5.63	6.24	5.89	5.78
Νεφροί	2.43	2.21	2.45	2.24	2.47	2.25	2.26
Ήπαρ	4.90	4.69	5.36	5.14	4.53	4.34	4.74
Πνεύμονες	0.31	0.27	0.35	0.32	0.28	0.25	0.28
Ωοθήκες	2.91	2.73	2.89	2.71	3.03	2.84	2.78
Πάγκρεας	4.32	4.05	4.84	4.53	3.41	3.19	3.98
Σπλήνας	2.71	2.52	2.92	2.71	2.42	2.24	2.52
Όρχεις	0.65	0.61	0.65	0.60	0.67	0.63	0.62
Ουροδόχος κύστη	9.33	8.97	9.29	8.93	9.73	9.35	9.12
Δέρμα	2.23	2.17	2.22	2.16	2.22	2.16	2.17
Μήτρα	3.47	3.27	3.45	3.26	3.62	3.41	3.34
Στήθος	0.15	0.13	0.17	0.15	0.14	0.12	0.14
Θυρεοειδής αδένας	0.02	0.02	0.02	0.02	0.02	0.02	0.02
Επινεφρίδια	1.38	1.26	1.91	1.74	0.93	0.83	1.29
Χολή	7.36	6.99	7.48	7.10	7.49	7.11	7.11
Οισοφάγος	0.26	0.23	0.30	0.26	0.23	0.20	0.24
Οστά	4.83	4.46	4.93	4.56	4.92	4.55	4.57
Λοιπά όργανα (rem)	4.37	4.10	4.58	4.29	4.20	3.94	4.14
Γονάδες	3.56	3.34	3.54	3.31	3.70	3.47	3.40
Ενεργός δόση	3.29	3.12	3.41	3.24	3.26	3.09	3.17

Πίνακας 18. Εξετάσεις Κυστεοουρηθρογραφιών σε παιδιά 1 έτους. MCNP5 συντελεστές μετατροπής DAP - δόσεων οργάνων (( $\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$ )

Προβολή	AP1	AP1	AP2	AP2	AP3	AP3	ΣΥΝΟΛΙΚΗ
	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογράφιση	Ακτινοσκόπηση	ΕΞΕΤΑΣΗ
<b>KVp</b>	70	65	70	70	70	65	
<b>Ολικό Φίλτρο λυχνίας (mm Al)</b>	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	
<b>SSD (cm)</b>	92	92	92	92	92	92	
<b>Μέγεθος πεδίου στο δέρμα (cm)</b>	9.2×13.7	9.2×13.7	9.1×14.7	9.1×14.7	11.0×13.4	11.0×13.4	
<b>mAs/Ακτινογράφισης min/Ακτινοσκόπησης</b>	5.2	0.43	5.2	0.33	5.2	0.44	
<b>Dap μέτρηση (mGy cm<sup>2</sup>)</b>	19.02	133.16	20.81	105.22	21.22	122.46	421.87
<b>όργανο/ιστός</b>	<b>DAP-κανονικοποιημένες δόσεις οργάνων και ενεργών δόσεων (<math>\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}</math>)</b>						
Στομάχι	2.40	2.27	3.17	3.17	1.99	1.88	2.42
Λεπτό έντερο	4.05	3.77	3.85	3.85	3.69	3.44	3.71
Άνω μέρος παχύ εντέρου	4.63	4.34	4.42	4.42	4.21	3.95	4.26
Κατώτερο μέρος παχέος εντέρου	3.54	3.29	3.34	3.34	3.27	3.04	3.24
Νεφροί	0.88	0.79	1.00	1.00	0.75	0.67	0.82
Ήπαρ	1.42	1.34	1.84	1.84	1.32	1.24	1.46
Πνεύμονες	0.08	0.07	0.10	0.10	0.07	0.06	0.08
Ωοθήκες	1.70	1.57	1.61	1.61	1.54	1.42	1.54
Πάγκρεας	0.65	0.59	1.13	1.13	0.53	0.48	0.72
Σπλήνας	0.48	0.43	0.67	0.67	0.48	0.43	0.51
Όρχεις	0.44	0.41	0.41	0.41	0.40	0.37	0.40
Ουροδόχος κύστη	6.31	5.99	5.98	5.98	5.52	5.24	5.76
Δέρμα	1.12	1.09	1.12	1.12	1.14	1.11	1.11
Μήτρα	2.22	2.07	2.11	2.11	1.96	1.82	2.01
Στήθος	0.04	0.03	0.05	0.05	0.03	0.03	0.03
Θυρεοειδής αδένας	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Επινεφρίδια	0.24	0.21	0.33	0.33	0.21	0.18	0.24
Χολή	4.23	3.97	4.57	4.57	3.48	3.26	3.93
Οισοφάγος	0.07	0.06	0.09	0.09	0.06	0.05	0.07
Οστά	1.82	1.64	1.78	1.78	1.93	1.75	1.74
Λοιπά όργανα (rem)	1.95	1.81	2.09	2.09	1.70	1.57	1.82
Γονάδες	2.14	1.98	2.02	2.02	1.94	1.78	1.94
Ενεργός δόση	1.57	1.47	1.65	1.65	1.40	1.30	1.48

Πίνακας 19. Εξετάσεις Κυστορηθρογραφιών σε παιδιά 5 ετών. MCNP5 συντελεστές μετατροπής DAP - δόσεων οργάνων (( $\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$ )

Προβολή	AP1	AP1	AP2	AP2	AP3	AP3	ΣΥΝΟΛΙΚΗ ΕΞΕΤΑΣΗ
	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογραφία	Ακτινοσκόπηση	Ακτινογράφιση	Ακτινοσκόπηση	
<b>KVp</b>	75	75	75	75	75	70	
<b>Ολικό Φίλτρο λυχνίας (mm Al)</b>	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	
<b>SSD (cm)</b>	90	90	90	90	90	90	
<b>Μέγεθος πεδίου στο δέρμα (cm)</b>	10.7×19.5	10.7×19.5	10.8×19.4	10.8×19.4	10.2×18.0	10.2×18.0	
<b>mAs/Ακτινογράφισης min/Ακτινοσκόπησης</b>	6.2	0.57	6.2	0.51	6.1	0.42	
<b>Dap μέτρηση (mGy cm<sup>2</sup>)</b>	54.99	409.57	52.01	391.74	51.52	264.68	1224.51
<b>όργανο/ιστός</b>	<b>DAP-κανονικοποιημένες δόσεις οργάνων και ενεργών δόσεων (<math>\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}</math>)</b>						
Στομάχι	1.79	1.79	1.81	1.81	1.24	1.17	1.64
Λεπτό έντερο	2.26	2.26	2.25	2.25	2.45	2.29	2.27
Άνω μέρος παχύ εντέρου	2.53	2.53	2.54	2.54	2.64	2.48	2.53
Κατώτερο μέρος παχέος εντέρου	1.79	1.79	1.82	1.82	1.85	1.72	1.79
Νεφροί	0.56	0.56	0.55	0.55	0.49	0.44	0.53
Ήπαρ	1.05	1.05	1.05	1.05	0.75	0.70	0.96
Πνεύμονες	0.05	0.05	0.05	0.05	0.03	0.03	0.04
Ωοθήκες	0.96	0.96	0.95	0.95	1.06	0.98	0.96
Πάγκρεας	0.70	0.70	0.70	0.70	0.37	0.33	0.61
Σπλήνας	0.31	0.31	0.32	0.32	0.20	0.18	0.28
Όρχεις	0.25	0.25	0.25	0.25	0.29	0.27	0.26
Ουροδόχος κύστη	3.79	3.79	3.74	3.74	4.26	4.07	3.85
Δέρμα	0.68	0.68	0.68	0.68	0.67	0.66	0.67
Μήτρα	1.31	1.31	1.29	1.29	1.46	1.37	1.32
Στήθος	0.02	0.02	0.02	0.02	0.01	0.01	0.02
Θυρεοειδής αδένας	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Επινεφρίδια	0.19	0.19	0.19	0.19	0.13	0.11	0.17
Χολή	1.79	1.79	1.77	1.77	1.87	1.77	1.78
Οισοφάγος	0.04	0.04	0.04	0.04	0.03	0.03	0.04
Οστά	0.86	0.86	0.86	0.86	0.84	0.76	0.84
Λοιπά όργανα (rem)	1.09	1.09	1.08	1.08	1.06	0.99	1.06
Γονάδες	1.21	1.21	1.20	1.20	1.35	1.25	1.22
Ενεργός δόση	0.94	0.94	0.94	0.94	0.89	0.83	0.91

## Δ.5 ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Οι μετρήσεις και ακολούθως οι Monte Carlo προσομοιώσεις πραγματοποιήθηκαν σε 50 παιδιά και νεογνά που υποβλήθηκαν σε εξέταση βαριούχου γεύματος και σε 90 παιδιά και νεογνά τα οποία υποβλήθηκαν σε εξετάσεις κυστεοουρηθρογραφίας.

Είναι γεγονός ότι η το μέγεθος της έκθεσης σε ακτινοβολία των εξεταζομένων εξαρτάται εν πολλοίς στο εφαρμοζόμενο πρωτόκολλο εξέτασης. Παρόλαυτά, οι κανονικοποιημένες ως προς DAP δόσεις οργάνων και αντιστοίχως οι κανονικοποιημένες ενεργές δόσεις, μπορούν να αποτελέσουν χρήσιμα κριτήρια για εξετάσεις με παρόμοια τεχνικά χαρακτηριστικά. Και για τις δύο εξετάσεις που μελετήθηκαν, οι συγκεκριμένες κανονικοποιημένες τιμές δόσεων οργάνων και ενεργών δόσεων (ή αλλιώς συντελεστές μετατροπής δόσεων οργάνων και ενεργών δόσεων) μειώνονταν για μεγαλύτερες ηλικίες εξεταζομένων, όπως παρουσιάζονται στους πίνακες 10-12 και 17-19 για όλες τις προβολές.

Όσον αφορά τις εξετάσεις των βαριούχων γευμάτων, οι κανονικοποιημένες ως προς DAP τιμές ενεργών δόσεων είναι συγκρίσιμες με αυτές που υπολογίστηκαν από τον Damilakis και άλλους. Στην παρούσα μελέτη οι κανονικοποιημένες ενεργές δόσεις (CF) υπολογίστηκαν για τα νεογνά μεταξύ  $3.57 \times 10^{-3}$  και  $3.8 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup> για τις προσθιοπίσθιες προβολές (AP), ενώ για τα παιδιά ενός έτους οι εν λόγω συντελεστές υπολογίστηκαν μεταξύ  $1.8 \times 10^{-3}$  και  $2.16 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup>. Οι αντίστοιχες τιμές (CF) για τις προσθιοπίσθιες προβολές (AP) που παρουσιάστηκαν από τον Damilakis και άλλους ήταν για τα νεογνά  $3.33 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup> και  $3.57 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup> για κορίτσια και αγόρια αντίστοιχα. Για τα παιδιά 1 έτους οι (CF) τιμές κυμαίνονταν μεταξύ  $1.38 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup> και  $1.48 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup>. Όσον αφορά τα πλαγιοπλάγια πεδία (LLAT προβολές) των εξετάσεων με κατάποση βαριούχων γευμάτων, οι κανονικοποιημένες τιμές ενεργών δόσεων στην παρούσα μελέτη υπολογίστηκαν για τα νεογνά  $2.92 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup>, με χρησιμοποιούμενες τιμές υψηλής τάσης 70 kVp και απόσταση εστίας δέρματος (SSD) 92 cm, ενώ στους υπολογισμούς του Damilakis οι αντίστοιχες τιμές υπολογίστηκαν  $3.38 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup> και  $3.53 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup> για κορίτσια και αγόρια αντιστοίχως, για υψηλή τάση όμως 75kVp και 94cm SSD. Για τα παιδιά ενός έτους που εξετάστηκαν με κατάποση βαριούχου γεύματος, οι συντελεστές (CF) στην παρούσα μελέτη κατά τις (LLAT) προβολές υπολογίστηκαν  $1.59 \times 10^{-3}$  mSv mGy<sup>-1</sup>cm<sup>-2</sup>

για 75 kVp και SSD 87.4 cm ενώ στη μελέτη του Damilakis οι αντίστοιχες τιμές ήταν  $1.48 \times 10^{-3} \text{ mSv mGy}^{-1} \text{ cm}^{-2}$  και  $1.55 \times 10^{-3} \text{ mSv mGy}^{-1} \text{ cm}^{-2}$  ανάλογα το φύλο του εξεταζόμενου, για υψηλή τάση 75 kVp και SSD 92 cm. Οι μεγάλες διαφορές στις μετρούμενες τιμές των γινομένων δόσεων - επιφανείας (DAP) δεν επιτρέπουν περαιτέρω συγκριτική ανάλυση των απόλυτων τιμών των ενεργών δόσεων.

Γενικότερα, οι τιμές γινομένων δόσεων – επιφανείας (DAP) και απορροφούμενες δόσεις οργάνων, ήταν υψηλότερες κατά τις ακτινοσκοπήσεις των πλαγιοπλάγιων (LLAT3) προβολών, όπως είναι φανερό στους πίνακες 7-9. Ανάλογα με την ηλικία των εξεταζόμενων παιδιών οι τιμές των DAP κατά τις (LLAT3) ακτινοσκοπικές προβολές υπολογίστηκαν 552.83, 853.62 και 1264.54  $\text{mGycm}^2$  ενώ οι αντίστοιχες τιμές ενεργών δόσεων για τις συγκεκριμένες προβολές εκτιμήθηκαν 1.62, 1.36 και 1.16 mSv για βρέφη, παιδιά ενός έτους και πέντε ετών αντίστοιχα. Η μεγαλύτερη απόσταση εστίας- δέρματος (SSD) σε αυτές τις προβολές και το γεγονός ότι τα προς απεικόνιση όργανα ήταν γεμάτα με σκιαγραφικό υλικό ήταν οι σημαντικότεροι παράγοντες για τους οποίους απαιτούνταν υψηλότερες τιμές kVp, mAs και mAmin. Αυτό οδήγησε σε υψηλότερες τιμές DAP και αντιστοίχως υψηλότερων τιμών δόσεων οργάνων σε αυτές τις προβολές. Τα όργανα που ελάμβαναν τις υψηλότερες τιμές ισοδύναμων δόσεων κατά τις εξετάσεις των βαριούχων γευμάτων ήταν το στομάχι (9.8, 10.0 και 11.5 mSv) με την πρώτη τιμή να αντιστοιχεί σε βρέφη, την δεύτερη σε παιδιά ενός έτους και η τρίτη σε παιδιά 5 ετών, η χολή (7.2, 5.8 και 3.1 mSv), το πάγκρεας (6.7, 5.8, και 5.9 mSv) ο σπλήνας (6.9, 7.5 και 4.7 mSv) και οι μαστοί (12.2, 3.0, 1.8 mSv). Οι συγκεκριμένες ισοδύναμες δόσεις οργάνων είναι σταθμισμένες για τα αρσενικά και θηλυκά ομοιώματα. Οι διαφορές των δόσεων μεταξύ των αρσενικών και θηλυκών εξεταζόμενων δεν βρέθηκαν στατιστικά σημαντικές αφού για αυτές τις ηλικίες (0-5 ετών), και φυσικά με εξαίρεση τα αναπαραγωγικά όργανα, οι διαφορές στα χρησιμοποιούμενα μαθηματικά ομοιώματα ήταν ασήμαντες.

Οι τιμές των REID που σχετίζονται με τους κινδύνους ανάπτυξης θανατηφόρων καρκίνων λόγω της ακτινοβολίας, υπολογίστηκαν για τις εξετάσεις των βαριούχων γευμάτων ( $4.79 \times 10^{-2}$ ,  $3.0 \times 10^{-2}$  και  $2.0 \times 10^{-2}$  %) για τα αρσενικά βρέφη, τα αρσενικά παιδιά ενός έτους και πέντε ετών αντιστοίχως. Ομοίως, για τους θηλυκούς εξεταζόμενους οι αντίστοιχες τιμές βρέθηκαν ελαφρώς μεγαλύτερες ( $12.1 \times 10^{-2}$ ,  $5.5 \times 10^{-2}$ , και  $3.4 \times 10^{-2}$  %).

Σχετικά με τις εξετάσεις των Κυστεοουρηθρογραφιών, οι ως προς DAP κανονικοποιημένες ενεργές δόσεις (συντελεστές μετατροπής ενεργών δόσεων), υπολογίστηκαν στην παρούσα μελέτη με τιμές που κυμαίνονταν από  $3.09 \times 10^{-3} \text{mSv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$  έως  $3.24 \times 10^{-3} \text{mSv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$  όσων αφορά τις προσθιοπίσθιες προβολές (AP) των νεογέννητων βρεφών. Οι παραπάνω τιμές προέκυψαν με επιλογή υψηλής τάσης 60 kVp ενώ οι αντίστοιχοι υπολογισμοί για 65 kVp οδηγήθηκαν σε τιμές που κυμαίνονταν μεταξύ  $3.26 \times 10^{-3} \text{mSv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$  και  $3.41 \times 10^{-3} \text{mSv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$ . Για τις ίδιες συνθήκες έκθεσης αλλά για διαφορετικό μέγεθος πεδίου οι συντελεστές μετατροπής σε ενεργό δόση, όπως παρουσιάστηκαν στο NRPB-SR 279 από τον Hart και άλλους, είχαν τιμές  $2.7 \times 10^{-3} \text{mSv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$  για υψηλή τάση 60 kVp και  $2.9 \times 10^{-3} \text{mSv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$  όταν χρησιμοποιούνταν 65 kVp, για τις προσθιοπίσθιες (AP) προβολές της ουροδόχου κύστεως των νεογέννητων παιδιών. Για τις αντίστοιχες εξετάσεις των παιδιών ενός έτους οι συντελεστές μετατροπής ενεργών δόσεων (CF) όπως υπολογίστηκαν από την παρούσα μελέτη κυμαίνονταν μεταξύ  $1.3 \times 10^{-3} \text{mSv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$  και  $1.47 \times 10^{-3} \text{mSv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$  για 65 kVp υψηλή τάση ενώ για 70 kVp οι τιμές αντιστοίχως κυμαίνονταν μεταξύ  $1.4 \times 10^{-3} \text{mSv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$  και  $1.65 \times 10^{-3} \text{mSv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$ . Οι αντίστοιχες τιμές (CF) σύμφωνα με το NRPB-SR279 ήταν  $1.76 \times 10^{-3} \text{mSv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$  για 65 kVp υψηλή τάση και  $1.925 \times 10^{-3} \text{mSv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$  για 70 kVp. Όσων αφορά τα παιδιά ηλικίας πέντε ετών που υποβάλλονταν στις ίδιες εξετάσεις, ο συντελεστής ενεργού δόσης (CF) της παρούσας μελέτης είχε τιμή  $0.834 \times 10^{-3} \text{mSv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$  για 70 kVp ενώ στο NRPB-SR279 η αντίστοιχη τιμή ήταν  $1.39 \times 10^{-3} \text{mSv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$ . Για χρησιμοποιούμενες τιμές υψηλής τάσης 75 kVp οι υπολογισθέντες τιμές (CF) για πενταετή παιδιά είχαν τιμές από  $0.89 \times 10^{-3}$  έως  $0.94 \times 10^{-3} \text{mSv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$  στην παρούσα μελέτη, ενώ το NRPB 279 παρουσιάζει την αντίστοιχη παρεμβάλλουσα (interpolated) τιμή  $1.45 \times 10^{-3} \text{mSv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$ . Σαν βασικό λόγος για τις διαφορές, μεταξύ των (CF) συντελεστών, μεταξύ της παρούσας μελέτης και αυτών που προτείνει το NRPB-SR279, προβάλλει η μη αμελητέα διαφορά στα μεγέθη πεδίων που εμπλέκονταν στις μετρήσεις και τους Monte Carlo υπολογισμούς. Σε πολλές ακόμα παρόμοιες μελέτες (Fotakis και άλλοι, Schultz και άλλοι) δημοσιεύθηκαν συντελεστές (CF) με μεγάλες αποκλίσεις στις τιμές. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι για κάθε περίπτωση οι συντελεστές (CF) εξαρτώνται ισχυρότατα από το εφαρμοζόμενο πρωτόκολλο εξετάσεων, από τις διαστάσεις των πεδίων και τις γεωμετρικές και τεχνικές παραμέτρους της εξέτασης. Επιπροσθέτως, τα τεχνικά χαρακτηριστικά της λυχνίας (όπως το ολικό φίλτρο της και το



ripple) όπου πραγματοποιούνται οι εξετάσεις είναι καθοριστικής σημασίας για τα αποτελέσματα των μετρήσεων και των μετέπειτα υπολογισμών.

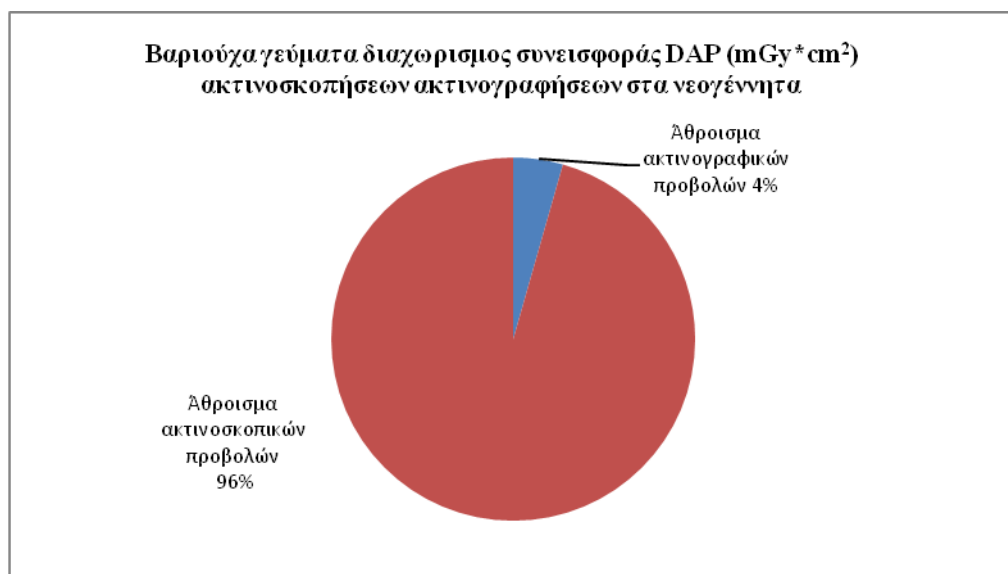
Οι τιμές των ενεργών δόσεων που υπολογίστηκαν στην παρούσα μελέτη για τις εξετάσεις των κυστεοουρηθρογραφιών ήταν 0.651, 0.622 and 1.116 mSv για νεογνά, παιδιά 1 έτους και 5 ετών αντίστοιχα. Σε αντίστοιχες μελέτες έχουν αναφερθεί συγκριτικά παρόμοιες τιμές. Για παράδειγμα ο Fotakis και άλλοι έχουν δημοσιεύσει τιμές ενεργών δόσεων 0.71-0.91 mSv για θηλυκά και αρσενικά νεογέννητα αντίστοιχα, ενώ για τα παιδιά 1 έτους οι αντίστοιχες δημοσιοποιημένες τιμές ήταν 0.83 - 0.89 mSv και 0.64-0.72 mSv για τα παιδιά 5 ετών. Ο Almen και άλλοι υπολόγισαν ενεργές δόσεις 1.5 mSv για τα θηλυκά βρέφη και 2.2 mSv για τα αρσενικά που βρίσκονταν σε ηλικιακό εύρος από 0 έως 1 έτους. Ομοίως οι τιμές ενεργών δόσεων για παιδιά που βρίσκονταν μεταξύ 1 και 5 ετών ήταν 0.9 mSv για τα κορίτσια και 1.5 mSv για τα αγόρια. Ο Charle και άλλοι δημοσίευσαν 1.68 mSv για τα νεογέννητα και 3.62 mSv για τα παιδιά 5 ετών. Πέρα από τις γεωμετρικές λεπτομέρειες και της τεχνικές συνθήκες ακτινοβολήσης (kVp, mAs, μέγεθος πεδίων, κ.α.) που επηρεάζουν σημαντικά τις παραπάνω υπολογισθείσες τιμές των ενεργών δόσεων, και η μετρούμενη, κάθε φορά, τιμή DAP αποτελεί ιδιαίτερα κρίσιμο μέγεθος.

Σε όλες τις περιπτώσεις των κυστεοουρηθρογραφιών, οι μετρούμενες τιμές DAP και οι απορροφούμενες δόσεις οργάνων, παρουσίαζαν ελαφρώς υψηλότερες τιμές στις πρώτες προβολές (AR1). Η πρώτη αυτή προβολή σχετιζόταν με τη διαδικασία της πλήρωσης της ουροδόχου κύστεως με σκιαγραφικό διάλυμα (γαστρογραφίνη.) Αυτό είχε σαν αποτέλεσμα να απαιτούνται υψηλότερες τιμές mAs κατά τις ακτινογραφήσεις και κυρίως υψηλότερες τιμές mAs<sub>min</sub> κατά τις ακτινοσκοπήσεις, προκειμένου να επιτευχθούν ικανοποιητικές ακτινολογικές εικόνες. Σαν συνέπεια προκύπτουν οι ελαφρώς υψηλότερες τιμές (σε σχέση με τις άλλες προβολές) των μετρούμενων DAP και των υπολογισθέντων δόσεων οργάνων.

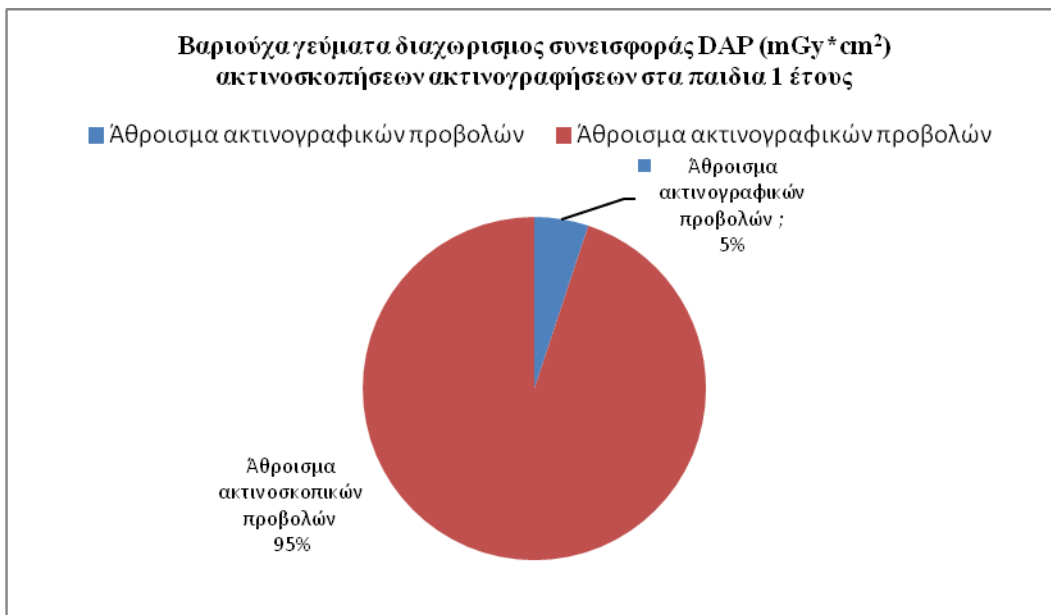
Τα όργανα που απορροφούν περισσότερο δόση κατά τις εξετάσεις των κυστεοουρηθρογραφιών είναι: η ουροδόχος κύστη (1.87, 2.43, και 4.7 mSv), το άνω τμήμα του παχέως εντέρου (1.54, 1.80, και 3.1 mSv), το λεπτό έντερο (1.34, 1.56, 2.68 και 2.78 mSv), το στομάχι (1.46, 1.02, και 2.01 mSv) και η χολή (1.46, 1.66, και 2.18 mSv). Οι πρώτες, δεύτερες και τρίτες τιμές στις παρενθέσεις αντιστοιχούν σε εξετάσεις νεογνών, παιδιών ενός έτους και παιδιά πέντε ετών.

Κατά τις εξετάσεις Κυστεοουρηθρογραφίας, οι τιμές των REID που σχετίζονται με τους κινδύνους ανάπτυξης θανατηφόρων καρκίνων λόγω της ακτινοβολίας, υπολογίστηκαν ( $5.9 \times 10^{-3}$ ,  $5.6 \times 10^{-3}$  και  $8.6 \times 10^{-3}$  %) για νεογέννητα αρσενικά και παιδιά ηλικίας ενός και πέντε ετών. Αντιστοίχως για τα κορίτσια οι πιθανότητες κινδύνων εκτιμήθηκαν ( $6.9 \times 10^{-3}$ ,  $6.4 \times 10^{-3}$  και  $9.9 \times 10^{-3}$  %) ανάλογα την ηλικία τους.

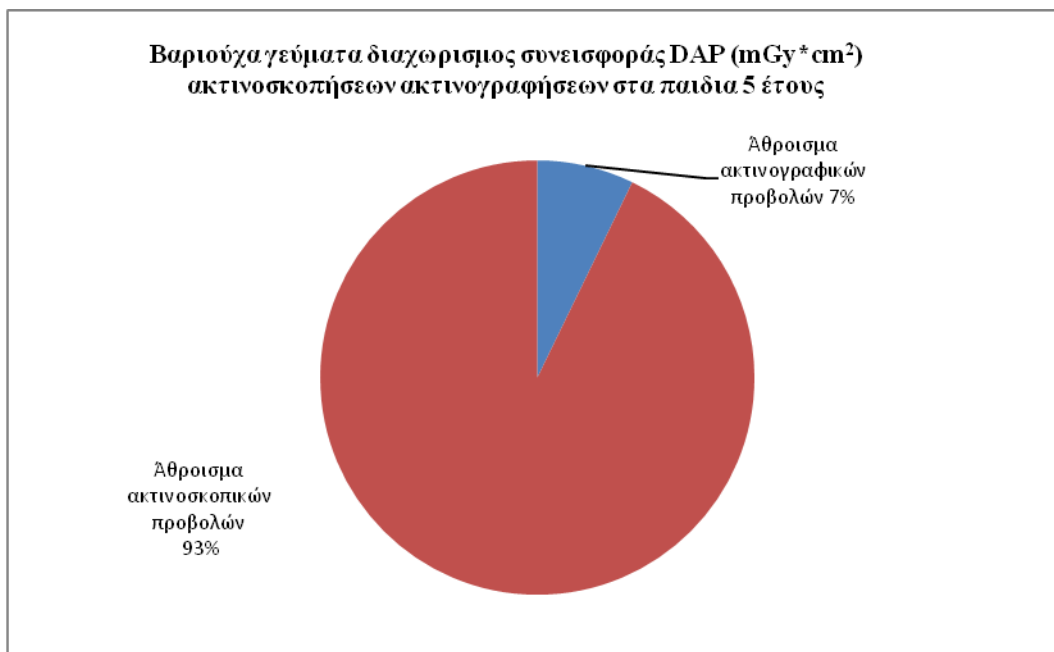
Και για τις δύο εξετάσεις που μελετήθηκαν, και για όλες τις ηλικιακές ομάδες για τις οποίες πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις και οι προσομοιώσεις Monte Carlo, τη μεγαλύτερη επιμέρους συνεισφορά στη συνολικές δόσεις (οργάνων ή ενεργών), είχαν οι ακτινοσκοπικές προβολές. Το γεγονός αυτό παρουσιάζεται στους πίνακες 13 και 20, όπου για κάθε ηλικιακή ομάδα, οι μετρούμενες τιμές DAP και οι αντίστοιχες ενεργές δόσεις αθροίζονται και παρουσιάζονται ξεχωριστά για τις ακτινογραφικές λήψεις και. Στις εξετάσεις με κατάποση βαριούχου γεύματος το 93-96% της συνολικής τιμής DAP ή της συνολικής (για την εξέταση) τιμής ενεργού δόσεως, οφείλεται στις ακτινοσκοπικές προβολές, ανάλογα με την ηλικία των εξεταζομένων (Γραφήματα 40-42). Ομοίως, στις εξετάσεις των Κυστεοουρηθρογραφιών, οι ακτινοσκοπικές προβολές συνεισφέρουν το 85-87% της συνολικής τιμής DAP ή της συνολικής, για την εξέταση, τιμή ενεργού δόσης, ανάλογα ξανά με την ηλικία των εξεταζομένων παιδιών (Γραφήματα 43-45).



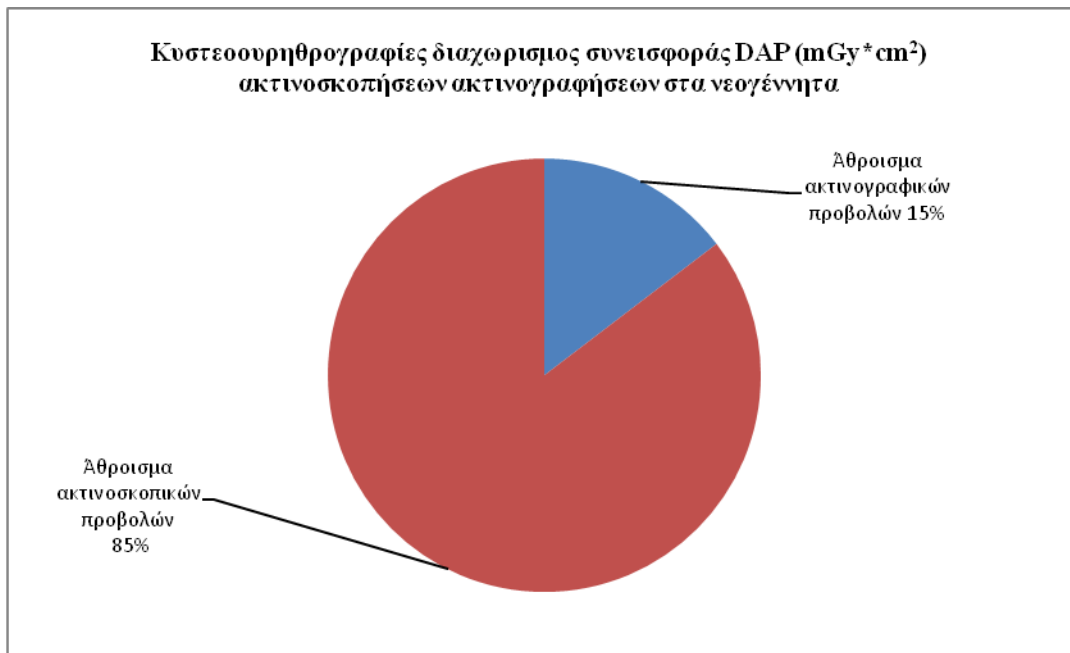
Γράφημα 40



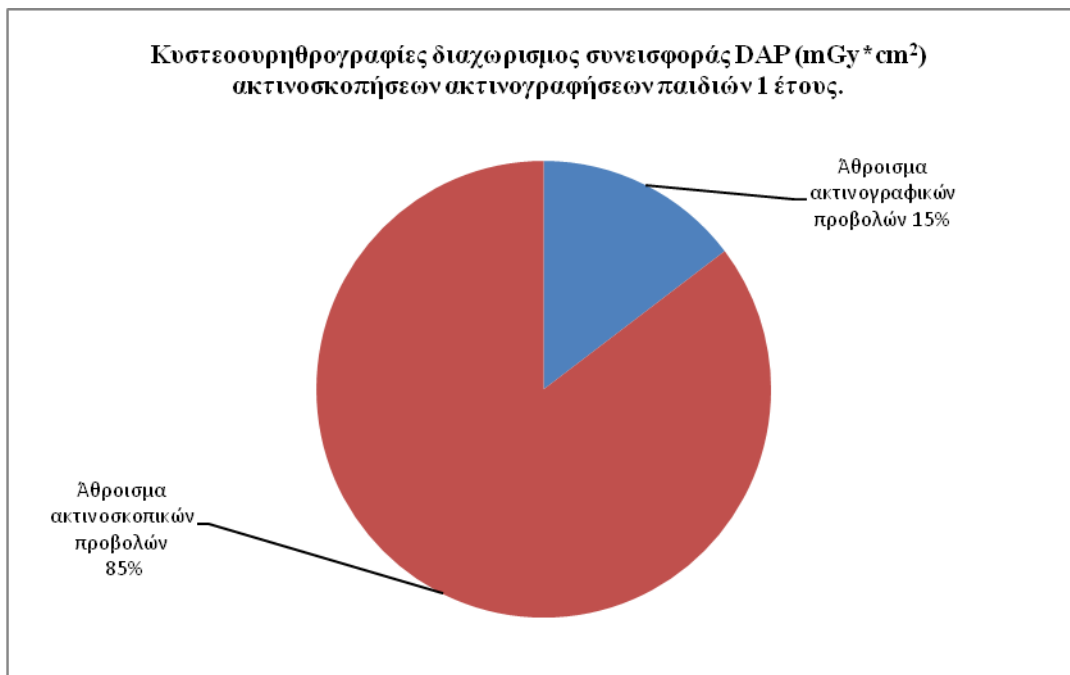
Γράφημα 41



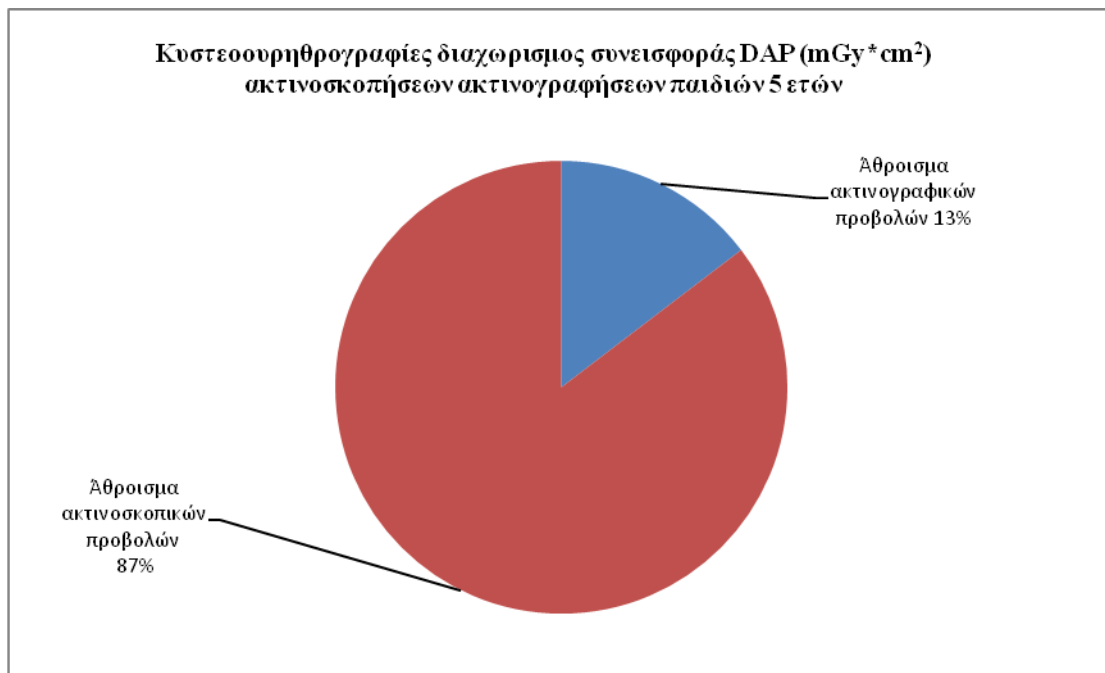
Γράφημα 42



Γράφημα 43



Γράφημα 44



Γράφημα 45

## Δ.6 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η παρούσα μελέτη είχε σαν στόχο τον υπολογισμό της δόσης ακτινοβολίας και την εκτίμηση του δυνητικού κινδύνου που η ακτινοβολία αυτή επιφέρει σε παιδιά που υποβάλλονται σε εξετάσεις Κυστεοουρηθρογραφίας και κατάποσης Βαριούχων γευμάτων.

Για την εκτίμηση της δόσης ακτινοβολίας χρησιμοποιήθηκε κατάλληλος θάλαμος ιονισμού -μετρητής του γινομένου δόσης-επιφανείας (DAP) σε συνδυασμό με Monte Carlo προσομοιώσεις των εξετάσεων.

Όσον αφορά τις εξετάσεις Βαριούχων γευμάτων τα όργανα που λαμβάνουν τις μεγαλύτερες δόσεις είναι το στομάχι (9.8, 10.0, 11.5 mGy), η χολή (7.2, 5.8, 3.1 mGy), το πάγκρεας (6.7, 5.8, 5.9 mGy) και ο σπλήνας (6.9, 7.5, 4.7 mGy). Η πρώτη, δεύτερη και τρίτη τιμή στις παρενθέσεις αντιστοιχεί στα νεογέννητα, στα παιδιά ενός έτους και στα παιδιά πέντε ετών αντίστοιχα και είναι σταθμισμένες για τα αρσενικά και θηλυκά ομοιώματα (με εξαίρεση τα γεννητικά όργανα). Γενικότερα, οι τιμές των μετρήσεων DAP και των δόσεων οργάνων, κατά τις πλαϊνές (LLAT3) προβολές, παρουσιάζουν υψηλότερες τιμές. Για όλες τις προβολές των εξετάσεων με βαριούχα γεύματα οι συντελεστές μετατροπής των DAP σε δόσεις οργάνων και ενεργών δόσεων, μειώνονται με αύξηση της ηλικίας του εξεταζόμενου ενώ οι διαφορές στις δόσεις μεταξύ αρσενικών και θηλυκών ομοιωμάτων ήταν ασήμαντες. Στις ακτινοσκοπικές προβολές οφείλεται το 93-96% της συνολικής τιμής DAP ή της συνολικής για την εξέταση τιμής ενεργού δόσεως, ανάλογα με την ηλικία των εξεταζομένων. Είναι βασικό λοιπόν κατά τις εξετάσεις βαριούχων γευμάτων, να περιορίζεται όσο το δυνατόν περισσότερο ο χρόνος ακτινοσκόπησης, χωρίς διακύβευση όμως του ακτινοδιαγνωστικού αποτελέσματος. Η σύγκριση με ακτινολογικές προβολές παρόμοιων μελετών με διαφορετικά όμως τεχνικά και ακτινολογικά στοιχεία καταδεικνύουν ότι το μέγεθος της έκθεσης σε ακτινοβολία των εξεταζομένων εξαρτάται εν πολλοίς στο εφαρμοζόμενο πρωτόκολλο εξέτασης. Γι'αυτό άλλωστε και η Ευρωπαϊκή Ένωση με σχετικούς κανονισμούς και οδηγίες που έχουν ενσωματωθεί στην Ελληνική νομοθεσία επιβάλλει τη μέτρηση (ή εκτίμηση) των δόσεων από τις διάφορες ακτινοδιαγνωστικές πρακτικές με σκοπό είτε την καθιέρωση είτε την ανάπτυξη διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς και τη βελτιστοποίηση της πρακτικής των εξετάσεων αλλά και του χρησιμοποιούμενου εξοπλισμού. Τα επίπεδα των DAP μετρήσεων είναι ενδεικτικά για τα

επίπεδα διαφορών μεταξύ εξετάσεων διαφορετικών πρωτοκόλλων ή χρησιμοποιούμενων τεχνικών στοιχείων (kVp, mAs, μεγέθους πεδίου κ.α.), ενώ φανερώνουν και την ανάγκη για το μέγιστο δυνατό περιορισμό στις διαστάσεις των πεδίων.

Οι τιμές των REID που σχετίζονται με τους κινδύνους ανάπτυξης θανατηφόρων καρκίνων λόγω της ακτινοβολίας, υπολογίστηκαν για τις εξετάσεις των βαριούχων γευμάτων ( $4.79 \times 10^{-2}$ ,  $3.0 \times 10^{-2}$  και  $2.0 \times 10^{-2}$  %) για τα αρσενικά βρέφη, τα αρσενικά παιδιά ενός έτους και πέντε ετών αντίστοιχα. Ομοίως, για τα κορίτσια οι αντίστοιχες τιμές βρέθηκαν ελαφρώς μεγαλύτερες ( $12.1 \times 10^{-2}$ ,  $5.5 \times 10^{-2}$  και  $3.4 \times 10^{-2}$  %).

Οι μετρήσεις και υπολογισμοί που πραγματοποιήθηκαν κατά τις εξετάσεις των Κυστεοουρηθρογραφιών ανέδειξαν τα όργανα που λαμβάνουν τις υψηλότερες δόσεις ήταν: η ουροδόχος κύστη (1.87, 2.43, και 4.7 mSv), το άνω τμήμα του παχέως εντέρου (1.54, 1.80, και 3.1 mSv), το λεπτό έντερο (1.34, 1.56, 2.68 και 2.78 mSv), το στομάχι (1.46, 1.02, και 2.01 mSv) και η χολή (1.46, 1.66, και 2.18 mSv). Οι πρώτες, δεύτερες και τρίτες τιμές στις παρενθέσεις αντιστοιχούν σε εξετάσεις νεογνών, παιδιών ενός έτους και παιδιά πέντε ετών. Κατά τις εξετάσεις των κυστεοουρηθρογραφιών οι μετρούμενες τιμές των DAP και των υπολογισμένων τιμών των δόσεων οργάνων βρέθηκαν ελαφρά πιο αυξημένες για τις πρώτες προβολές (AP1) όπου γέμιζε η κύστη με στο σκιαγραφικό διάλυμα.. Και σε αυτή την εξέταση, οι δόσεις οργάνων, οι ενεργές δόσεις, και οι αντίστοιχες κανονικοποιημένες τιμές τους (ή αλλιώς οι συντελεστές μετατροπής δόσεων οργάνων και ενεργών δόσεων), μειώνονται με αύξηση της ηλικίας του εξεταζόμενου, ενώ οι διαφορές στις δόσεις μεταξύ αρσενικών και θηλυκών ομοιωμάτων ήταν ασήμαντες. Οι τιμές των ενεργών δόσεων που υπολογίστηκαν στην παρούσα μελέτη για τις συγκεκριμένες εξετάσεις ήταν 0.651, 0.622 και 1.116 mSv για νεογνά, παιδιά 1 έτους και 5 ετών αντίστοιχα. Η σύγκριση των αποτελεσμάτων με παρόμοιες μελέτες καταδεικνύουν μεγάλες αποκλίσεις στις τιμές των συντελεστών μετατροπής ενεργών δόσεων (CF). Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι για κάθε διαφορετική περίπτωση οι συντελεστές μετατροπής (CF) εξαρτώνται ισχυρότατα από το εφαρμοζόμενο πρωτόκολλο εξετάσεων, από τις διαστάσεις των πεδίων αλλά και τις γεωμετρικές και τεχνικές παραμέτρους της εξέτασης. Επιπροσθέτως, τα τεχνικά χαρακτηριστικά της λυχνίας (όπως το ολικό φίλτρο της και το ripple) όπου πραγματοποιούνται οι εξετάσεις είναι καθοριστικής σημασίας. Ο συνδυασμός όλων των παραπάνω παραγόντων, όχι μόνο επηρεάζουν τα αποτελέσματα των μετρήσεων και τους

υπολογισμών αλλά πρωτίστως καθορίζουν την ακτινοπροστασία των εξεταζομένων. Και στις εξετάσεις των Κυστεοουρηθρογραφιών, για όλες τις ηλικιακές ομάδες για τις οποίες πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις και Monte Carlo προσομοιώσεις, τη μεγαλύτερη επιμέρους συνεισφορά στη συνολικές δόσεις (οργάνων ή ενεργές), είχαν οι ακτινοσκοπικές προβολές, οι οποίες αποδίδουν το 85-87% της συνολικής τιμής DAP ή της συνολικής (για την εξέταση) ενεργού δόσης, ανάλογα με την ηλικία των εξεταζομένων παιδιών. Αναδεικνύεται έτσι ο σημαντικότερος ρόλος του χρόνου ακτινοσκόπησης ως πεδίο για βελτιστοποίηση της τεχνικής της εξέτασης

Οι εκτιμώμενες πιθανότητες κινδύνου ανάπτυξης θανατηφόρου καρκίνου (REID) λόγω της υποβολής των παιδιών στις εξετάσεις Κυστεοουρηθρογραφίας υπολογίστηκαν για τα αγόρια ( $5.9 \times 10^{-3}$ ,  $5.6 \times 10^{-3}$  και  $8.6 \times 10^{-3}$  %) για νεογέννητα και για παιδιά ενός και πέντε ετών αντίστοιχα. Ομοίως για τα κορίτσια οι τιμές υπολογίστηκαν ( $6.9 \times 10^{-3}$ ,  $6.4 \times 10^{-3}$  και  $9.9 \times 10^{-3}$  %).

Σε κάθε περίπτωση, οι ακτινολογικές εξετάσεις πρέπει να γίνονται λαμβάνοντας υπόψη το όφελος έναντι των δυνητικών κινδύνων από την έκθεση. Η αρχή της αιτιολόγησης πρέπει να εφαρμόζεται στην κλινική ρουτίνα και στην περίπτωση των παιδιατρικών εξετάσεων με ακόμα μεγαλύτερη προσοχή δεδομένου της μεγαλύτερη ευαισθησίας τους στην ακτινοβολία σε σύγκριση με τους ενήλικες.



## Ε.ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Οι εξετάσεις Κυστεοουρηθρογραφιών συμβάλουν σημαντικά στη διάγνωση της κυστεοουρητηρικής παλινδρόμησης αλλά και στη διάγνωση άλλων σοβαρών συγγενών ανωμαλιών του ουροποιητικού συστήματος, όπως για παράδειγμα οι βαλβίδες οπίσθιας ουρήθρας στα αγόρια. Οι εξετάσεις που περιλαμβάνουν την κατάποση βαριούχων γευμάτων δίνουν πολύτιμες διαγνωστικές πληροφορίες σε περιπτώσεις μελέτης της γαστροοισοφαγικής παλινδρόμησης, στη διάγνωση του αγγειακού δακτυλίου, κατά την μελέτη της λαρυγγοφαρυγγικής παλινδρόμησης, της εντόπισης της ανώμαλης περιστροφής του εντέρου και άλλες.

Παρόλαυτά, οι δόσεις ακτινοβολίας των εξεταζομένων που υποβάλλονται στις συγκεκριμένες εξετάσεις είναι σχετικά υψηλότερες συγκρινόμενες με άλλες ακτινολογικές εξετάσεις, κυρίως λόγω των τεχνικών πραγματοποίησης τους που απαιτούν συνεχής ακτινοσκοπήσεις και μία σειρά ακτινογραφικών λήψεων (φίλμ).

Τα παιδιά αποτελούν ιδιαίτερη ομάδα εξεταζομένων στη διαγνωστική ακτινολογία, έχοντας μεγαλύτερες πιθανότητες για εμφάνιση καθυστερημένων επιπτώσεων λόγω της ακτινοβολίας, θεωρώντας ότι έχουν 5-7 φορές μεγαλύτερη ευαισθησία στην ακτινοβολία σε σύγκριση με τους ενήλικες και μεγαλύτερο προσδόκιμο ζωής. Η Ευρωπαϊκή Ένωση με σχετικούς κανονισμούς και οδηγίες που έχουν ενσωματωθεί στην Ελληνική νομοθεσία επιβάλλει τη μέτρηση (ή εκτίμηση) των δόσεων από τις διάφορες ακτινοδιαγνωστικές πρακτικές με σκοπό είτε την καθιέρωση είτε την ανάπτυξη διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς και τη βελτιστοποίηση της πρακτικής των εξετάσεων αλλά και του χρησιμοποιούμενου εξοπλισμού.

Κύριος σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν ο υπολογισμός της δόσης οργάνων, των ενεργών δόσεων και των αντίστοιχων κανονικοποιημένων ως προς DAP τιμών, των παιδιών που υποβάλλονται σε εξετάσεις κυστεοουρηθρογραφιών και βαριούχων γευμάτων και η εκτίμηση των αντίστοιχων κινδύνων. Για τον σκοπό αυτό πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις γινομένων δόσεων – επιφανείας DAP και Monte Carlo προσομοιώσεις σε 50 παιδιά και νεογνά που υποβλήθηκαν σε εξέταση βαριούχου γεύματος και σε 90 παιδιά και νεογνά τα οποία υποβλήθηκαν σε εξετάσεις κυστεοουρηθρογραφίας. Το συγκεκριμένο δείγμα εξεταζομένων διαχωρίστηκε σχεδόν ομοιόμορφα σε τρεις ηλικιακές κατηγορίες: τα

νεογέννητα βρέφη, τα παιδιά ενός έτους και τα παιδιά πέντε ετών. Οι Monte Carlo προσομοιώσεις πραγματοποιήθηκαν μέσω του MCNP5 κώδικα σε αρσενικά και θηλυκά μαθηματικά ομοιώματα με σκοπό τον υπολογισμό των ζητούμενων δόσεων οργάνων, των ενεργών δόσεων και των αντίστοιχων συντελεστών μετατροπής.

Όσον αφορά τις εξετάσεις κυστεορηθρογραφίας τα όργανα που ελάμβαναν τις υψηλότερες τιμές δόσεων ήταν η ουροδόχος κύστη (1.87, 2.43, και 4.7 mSv), το άνω τμήμα του παχέως εντέρου (1.54, 1.80, και 3.1 mSv), το λεπτό έντερο (1.34, 1.56, 2.68 και 2.78 mSv), το στομάχι (1.46, 1.02, και 2.01 mSv) και η χολή (1.46, 1.66, και 2.18 mSv). Οι πρώτες, δεύτερες και τρίτες τιμές στις παρενθέσεις αντιστοιχούν σε εξετάσεις νεογνών, παιδιών ενός έτους και πέντε ετών. Όσον αφορά τις εξετάσεις Βαριούχων γευμάτων τα όργανα που λαμβάνουν τις μεγαλύτερες δόσεις ήταν είναι το στομάχι (9.8, 10.0, 11.5 mGy), η χολή (7.2, 5.8, 3.1 mGy), το πάγκρεας (6.7, 5.8, 5.9 mGy) και ο σπλήνας (6.9, 7.5, 4.7 mGy). Η πρώτη, δεύτερη και τρίτη τιμή στις παρενθέσεις αντιστοιχεί στα νεογέννητα, στα παιδιά ενός έτους και στα παιδιά πέντε ετών αντίστοιχα. Για όλες τις προβολές και των δύο εξετάσεων, οι συντελεστές μετατροπής των DAP σε δόσεις οργάνων και ενεργών δόσεων, μειώνονται με αύξηση της ηλικίας του εξεταζόμενου. Στις ακτινοσκοπικές προβολές των Βαριούχων γευμάτων οφείλεται το 93-96% της συνολικής τιμής DAP ή της συνολικής για την εξέταση τιμής ενεργού δόσεως, ανάλογα με την ηλικία των εξεταζομένων. Το αντίστοιχο ποσοστό για τις Κυστεορηθρογραφίες κυμαίνονταν από το 85-87% .

Οι τιμές των REID που σχετίζονται με τους κινδύνους ανάπτυξης θανατηφόρων καρκίνων λόγω της ακτινοβολίας, υπολογίστηκαν για τις εξετάσεις των βαριούχων γευμάτων ( $4.79 \times 10^{-2}$ ,  $3.0 \times 10^{-2}$  και  $2.0 \times 10^{-2}$  %) για τα αρσενικά βρέφη, τα αρσενικά παιδιά ενός έτους και πέντε ετών αντίστοιχα. Ομοίως, για τα κορίτσια οι αντίστοιχες τιμές βρέθηκαν ελαφρώς μεγαλύτερες ( $12.1 \times 10^{-2}$ ,  $5.5 \times 10^{-2}$  και  $3.4 \times 10^{-2}$  %). Ομοίως στις εξετάσεις κυστεορηθρογραφίας οι τιμές των REID υπολογίστηκαν για τα αγόρια ( $5.9 \times 10^{-3}$ ,  $5.6 \times 10^{-3}$  και  $8.6 \times 10^{-3}$  %) και για τα κορίτσια ( $6.9 \times 10^{-3}$ ,  $6.4 \times 10^{-3}$  και  $9.9 \times 10^{-3}$  %).

## SUMMARY

Cystourethrography studies contribute significantly to the diagnosis of malformations or functional disorders of the urinary tract or other major congenital abnormalities, such as posterior urethral valves in boys. Barium meal studies are often performed in paediatric radiology order to assess Gastroesophageal reflux, but also laryngopharyngeal reflux, malrotations and vascular rings.

However, both studies use fluoroscopy and multiple radiographs all of which result in high radiation doses to patients.

Children are a special group of patients with a higher probability to develop delayed effects due to radiation, considering that they are 5-7 times more sensitive to radiation than adults. According to European legislation directive 97/43/Euratom (EC, 1997) as well to Greek legislation, it is essential to investigate children's radiation exposures from X-rays examinations. Additionally, special Diagnostic Reference Levels (DRLs) for children have been proposed by the European Commission (European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Pediatrics) and by National Radiological Protection Board, UK (Reference doses and patient size in pediatric radiology).

The purpose of this study is to estimate the organ doses, effective doses and the corresponding conversion factors, to paediatric patients undergoing Barium meal and Micturating Cystourethrography examinations, by clinical measurements and Monte Carlo simulation. In clinical measurements, dose–area products (DAPs) were assessed during examination of 50 patients undergoing barium meal and 90 patients undergoing cystourethrography examinations, separated equally within 3 age categories: namely newborn, 1-year and 5 years old. Monte Carlo simulation of photon transport in male and female mathematical phantoms was applied, using the MCNP5 code, in order to estimate the equivalent organ doses. Regarding the micturating cystourethrography examinations the organs receiving considerable amounts of radiation doses were: the urinary bladder (1.87, 2.43 and 4.7 mSv, the first, second and third value in the brackets corresponds to neonatal, 1 and 5-year old patients respectively), the large intestines (1.54, 1.8, 3.1 mSv), the small intestines (1.34, 1.56, 2.78 mSv), the stomach (1.46, 1.02, 2.01 mSv) the gall bladder (1.46, 1.66, 2.18 mSv) depending upon the age of the child. Organs receiving considerable amounts of

radiation during Barium meal examinations were: the stomach (9.81, 9.92, 11.5 mSv), the gall bladder (3.05, 5.74 7.15 mSv), the pancreas (5.8, 5.93, 6.65 mSv) and the spleen (6.9, 7.5, 4.7 mGy) depending upon the age of the child.

For all views of both examinations, the organ dose conversion factors (organ doses per unit DAP) and effective doses conversion factors decrease with age of the patient. The fluoroscopic projections during barium meal examinations contribute the 93-96% of the total DAP value or of the total effective dose value, depending on the age of the examinees. The corresponding percentage concerning the micturating cystourethrography studies ranged from 85 to 87%.

The Risk of exposure-induced cancer death (REID) was calculated for both examinations. The REID values for female patients were slightly higher than the corresponding number for males for both age groups. The magnitude of the risk of cancer in boys attributable to the radiation exposure during Barium Meal examinations was found to be ( $4.79 \times 10^{-2}$ ,  $3.0 \times 10^{-2}$  and  $2.0 \times 10^{-2}$  %) for neonatal, 1-year old and 5 years old patients respectively. The corresponding values for girl patients calculated ( $12.1 \times 10^{-2}$ ,  $5.5 \times 10^{-2}$ , and  $3.4 \times 10^{-2}$  %). In case of Micturating Cystourethrography examinations the corresponding values found to be ( $5.9 \times 10^{-3}$ ,  $5.6 \times 10^{-3}$  and  $8.6 \times 10^{-3}$  %) while for girls was ( $6.9 \times 10^{-3}$ ,  $6.4 \times 10^{-3}$  and  $9.9 \times 10^{-3}$  %).

## ΣΤ.ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Almen A, Mattson S 1995 The radiation dose to children from X-ray examinations of the pelvis and the urinary tract *Br. J. Radiol.* **68** 604-13

Andreo, P. Monte Carlo Techniques In Medical Radiation Physics. *Phys. Med. Boil.*, 1991, Vol. 36, No 7 , 861-920. printed in the U.K.

Bielajew , A, F., Fundamentals Of The Monte Carlo Method For Neutral And Charged Particles Transport. The University of Michigan ,1998.

Carrol E M, Brennan P C 2003 Radiation doses for barium enema and barium meal examinations in Ireland: potential diagnostic reference levels *Br. J. Radiol.* **76** 393-397

Chapple C L, Faulkner K, Lee R E, Hunter E W 1992 Results of a survey of doses to paediatric patients undergoing common radiological examinations *Br. J. Radiol.* **65** 225-31

Cranley K, Gilmore B J, Fogarty G W A, Desponds L 1997 Catalogue of diagnostic x ray spectra and other data Report 78 *The Institute of Physics and Engineering in Medicine.*

Damilakis J, Stratakis J, Raissaki M, Perisinakis K, Kourbetis N, Gourtsoyiannis N 2006 Normalized dose data for upper gastrointestinal tract contrast studies performed to infants *Med. Phys.* **33** 1033-1040

Delichas M G, Hatzioannou K, Papanastassiou E, Albanopoulou P, Chatzi E, Sioundas A, Psarrakos K 2004 Radiation doses to patients undergoing barium meal and barium enema examinations *Radiat. Prot. Dosim.* **109** 243-247

European Commission, "Quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics," Eur 16260, 1996a.

Eckerman K F, Cristy M, Ryman J C 1996 The ORNL mathematical phantom series Available on <http://ats.ornl.gov/documents/mird2.pdf>

Fotakis M, Molyvda-Athanasopoulou E, Psarrakos K, Economou I 2003 Radiation doses to paediatric patients up to 5 years of age undergoing micturating cystourethrography examinations and its dependence on patient age: a Monte Carlo study *Br. J. Radiol.* **76** 812-817

Geleijns J, Broerse J J, Chandie Shaw M P, Schultz F W, Teeuwisse W, Van Unnik J G and Zoetelief J 1998 A comparison of patient dose for examinations of the upper gastrointestinal tract at 11 conventional and digital X-ray units in The Netherlands *Br. J. Radiol.* **71** 745-753

Gialousis G, Yakoumakis E, Dimitriadis A, Papouli Z, Yakoumakis N, Tsalafoutas I, Papadopoulou D and Georgiou E, "Monte Carlo estimation of radiation doses in red bone marrow and breast in common pediatric X-ray examinations," *Health Phys.* 95(3):331-336; 2008

Gialousis G, Yakoumakis N, Papadopoulou D, Makri Tr, Karlatira M, Karaiskos P, Papaodysseas S, Evlogias N, Dimitriou P, Georgiou E 2008 Comparison of dose from radiological examination for scoliosis in children among two pediatric hospitals by Monte Carlo simulation *Health Phys.* **94** 471-478.

Gialousis G, Yakoumakis E, Papadopoulou D, Makri T, Yakoumakis N, Dimitriou P, Georgiou E 2006 Differences in effective dose and energy imparted estimation from PA-AP, RLAT-LLAT projections in pediatric full spine x-ray examination using the Monte Carlo technique *Phys. Med. Biol.* **51** 287-297

Gosch D, Gosch K, Kahn K, "Conversion coefficients for estimation of effective dose to patients from dose area product during fluoroscopy x-ray examinations," *Rofo.*;179(10):1035-42. Oct 2007.

Hart D, Jones D G, Wall B F 1994 Estimation of effective dose in diagnostic radiology from entrance surface dose and dose-area product measurements *National Radiation Protection Board Report NRPB-R262*

Hart D, Jones D G, Wall B F 1996 Normalised organ doses for paediatric X-ray examinations calculated using Monte Carlo techniques *National Radiation Protection Board Report Report NRPB-SR279*

ICRP (International Commission on Radiological Protection) 2006 Basis for dosimetric quantities in radiological protection Annex B of main Recommendations ICRP Publication 103

ICRP (International Commission on Radiological Protection) 2006 Biological and epidemiological information on health risks attributable to ionizing radiation: a summary of judgements for the purposes of radiological protection of humans Annex A of main Recommendations ICRP Publication 103)

International Commission on Radiological Protection (ICRP). Data for Use in Protection against External Radiation. ICRP Publication 51, Ann. ICRP 17 (2-3), (1987).

James, F. Monte Carlo Theory and Practice. Rep. Prog. Phys., Vol. 43, 1980 printed in Great Britain.

Jones N F, Palarm T W 2001 Neonatal chest and abdominal radiation Dosimetry: a comparison of two radiographic techniques *Br. J. Radiol.* **74** 920-925

Khelassi-Toutaoui N, Berkani Y, Tsapaki V, Toutaoui AE, Merad A, Frahi-Amroun A, Brahimi Z. Experimental evaluation of PCXMC and prepare codes used in conventional radiology. *Radiat Prot Dosimetry.*131(3):374-8 (2008).

Kemerink G J, Borstlap A C W, Fratzen M J, Schultz F W, Zoetelief J, van Engelshoven J M A 2001 Patient and occupational Dosimetry in double contrast barium enema examinations *Br. J. Radiol.* **74** 420-428

Lee R, Thomas K, Connolly B, Falkiner M, Gordon C. Effective dose estimation for pediatric voiding cystourethrography using an anthropomorphic phantom set and metal oxide semiconductor field-effect transistor (MOSFET) technology. *Pediatr Radiol* 39:608–615(2009).

Makri T, Yakoumakis E, Papadopoulou D, Gialousis G, Theodoropoulos V, Sandilos P, Georgiou E 2006 Radiation risk assessment in neonatal radiographic examinations of the chest and abdomen: a clinical and Monte Carlo Dosimetry study *Phys. Med. Biol.* **51** 5023-5033

Malatara, Georgia. Precise Determination of Radiotherapy Beam Quality Parameters Using Monte Carlo Iterative Computational Methods. Doctorate Thesis, Patras 2000.

Mazonakis M, Damilakis J, Raissaki M, Gourtsoyiannis N. Radiation dose and cancer risk to children undergoing skull radiography. *Pediatr Radiol* 34: 624–629 (2004).

MCNP5 2003 Radiation Safety Information Computational Center, MCNP a general Monte Carlo N particle Transport Code Version 5 *Los Alamos National Laboratory (provided by NEA Data Bank)*

Metcalf P. Kron. T. Hoban. P., *The Physics Of Radiotherapy X Rays From Linear Accelerators*. Medical Physics Publishing. Madison Wisconsin. 1997.

Montgomery A, Martin C J 2000 A study of the application of paediatric reference levels *Br. J. Radiol.* **73** 1083-1090

Nahum. A. E., Condensed-History Monte Carlo Simulation For charged Particles : What Can It Do For Us ? *Radiat. Environ. Biophys.* 1999. 38 :163-173.

National Radiological Protection Board College of Radiographers. Institute of Physical Sciences in Medicine 1992 *National Protocol for Patient Dose Measurements In Diagnostic Radiology* (Chilton: NRPB)

NRC 2006 *National Research Council Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations (BEIR VII) : Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation* (Washington,D.C: National Academy Press)

Perisinakis K, Raissaki M, Damilakis J et al. Fluoroscopy controlled voiding cystourethrography in infants and children: are the radiation risks trivial? *Eur Radiol* 16:846–851(2006).

Raeseide , D.F., *Monte Carlo Principles and Applications*. Phys. Med. Boil., 1976, Vol. 21, No. 2, 181-197.



Ruiz-Cruces R, Perez-Martinez M, Tort I, Ruiz F, Quesada P, Diez A, Diez de los Rios 2000 Stochastic risk estimate for barium radiological examinations in Malaga (Spain) *Phys. Med. Biol.* **45** 241-252

Ruiz-Cruces R, Ruiz F, Perez-Martinez M, Lopez J, Tort Ausina, Diez Rios 2000 Patient dose from barium procedures *Br. J. Radiol.* **73** 752-761

Schultz F W, Geleijns J, Holscher H C, Weststrate J, Zonderland H M, Zoetelief J 1999 Radiation burden to paediatric patients due to micturating cystourethrography examinations in a Dutch children's hospital *Br. J. Radiol.* **72** 763-772

Schultz F W, Geleijns J, Spoelstra F M, Zoetelief J 2003 Monte Carlo calculations for assessment of radiation dose to patients with congenital heart defects and to staff during cardiac catheterizations *Br. J. Radiol.* **76** 638-647

Staton R.J ,Williams J.L, Arreola M.M, Hintenlang D.E, Bolch W.E, "Organ and effective doses in infants undergoing upper gastrointestinal (UGI) fluoroscopic examination," *Med Phys.*;34(2):703-10, Feb 2007.

Tapiovaara M, Sandborg M, Dance D R 1999 A search for improved technique factors in paediatric fluoroscopy *Phys. Med. Biol.* **44** 537-559

Tapiovaara M, Siiskonen T 2008 PCXMC: A monte carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations (2<sup>nd</sup> Ed) *Report STUK-A231* (Helsinki, Finnish Centre for radiation and nuclear safety)

Yakoumakis E, Tsalafoutas I, Nikolaou D, Nazos I, Koulentianos E, Proukakis Ch 2001 Differences in effective dose estimation from dose-area product and entrance surface dose measurements in intravenous urography *Br. J. Radiol.* **74** 727-734